

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE PATOLOGIÍ V EKG ZÁZNAMECH

DETECTION OF PATHOLOGIES IN ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Radek Němec

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jakub Kašpar

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Radek Němec

ID: 194854

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Detekce patologií v EKG záznamech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce patologií v EKG záznamech a vypracujte literární rešerši v této oblasti. 2) Vytvořte detektor příznaků, vhodných pro detekci patologií a otestujte ho na CSE databázi. Dosažené výsledky diskutujte. 3) Vytvořte program vhodný pro vyhodnocení nadetekovaných příznaků. 4) Pomocí Holteru vytvořte vlastní databázi EKG záznamů. 5) Otestujte vytvořený detektor a program pro vyhodnocení na této databázi. Dosažené výsledky diskutujte a porovnejte s jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Computers and biomedical research. 1994, vol. 27, no. 1, pp. 45–60.

[2] CHOUHAN, V., MEHTA, S.S., LINGAYAT, N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. Journal of Computer Science and Network Security. 2008, vol. 8, no. 4, pp. 185-190.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Jakub Kašpar

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá metodami pro detekci patologií v EKG záznamech. V první části je probrána základní teorie anatomie srdce, elektrokardiografie a jednotlivých srdečních patologií. Druhá část je soustředěna na předzpracování EKG záznamu, detekci QRS komplexů a následně detekci jednotlivých patologií. Ve třetí části je detektor testován na CSE databázi a poté i na vlastních naměřených datech.

Klíčová slova

EKG záznam, Srdce, Patologie, Filtrace signálu, QRS detekce, CSE databáze, Komorové extrasystoly, Blokáda levého Tawarova raménka, Blokáda pravého Tawarova raménka

Abstract

This thesis attempts with methods for detection of pathologies in ECG signals. The first part is focused on the basic theory of heart anatomy, electrocardiography and individual heart pathologies. The second part describes the preprocessing of ECG signals, detection of QRS complexes and detection of individual pathologies. In the third part the detector is being tested on CSE database and my own measured data.

Keywords

ECG signal, Heart, Pathologies, Signal filtration, QRS detection, CSE database, Ventricular extrasystoles, Left bundle branch block, Right bundle branch block

Bibliografická citace:

NĚMEC, Radek. *Detekce patologií v EKG záznamech*. Brno, 2019, 58 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Jakub Kašpar.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Detekce patologií v EKG záznamech jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 7. srpna 2019

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jakubovi Kašparovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. V neposlední řadě bych rád poděkoval svým rodičům a prarodičům za veškerou podporu v průběhu dosavadního studia.

V Brně dne 7. srpna 2019

.....
podpis autora

Obsah

1	ÚVOD	8
2	SRDCE	9
2.1	Anatomie srdce	9
2.2	Převodní systém srdeční	10
3	ELEKTROKARDIOGRAFIE	13
3.1	Záznam EKG	14
3.2	EKG křivka	15
3.3	Typy rušení a filtrace	18
3.4	Spektrální vlastnosti EKG	20
3.5	Vyhodnocení záznamu	21
4	PATOLOGIE SRDCE	22
5	REALIZACE FILTRACE A QRS DETEKTORU	27
5.1	Filtrace driftu	27
5.2	Filtrace myopotenciálů	29
5.3	Filtrace brumu	30
5.4	Detekce QRS komplexů	32
6	DETEKTOR PATOLOGÍ	36
6.1	Detekce bradykardie a tachykardie	36
6.2	Detekce komorových extrasystol	37
6.3	Detekce blokády levého Tawarova raménka	39
6.4	Detekce blokády pravého Tawarova raménka	41
7	VYHODNOCENÍ A GUI	44
7.1	CSE databáze	44
7.2	Vlastní databáze (holter)	44
7.3	Vyhodnocení dat	46
7.4	GUI	50
8	ZÁVĚR	52

LITERATURA	53
SEZNAM OBRÁZKŮ	57
SEZNAM TABULEK.....	58

1 ÚVOD

V dnešní době se u spousty pacientů potýkáme s nejrůznějšími druhy srdečních patologií, které mohou být později příčinou jejich smrti. Na EKG křivce nemocných pacientů můžeme nalézt lehce detekovatelné patologie typu tachykardie nebo bradykardie, ale také komplikované útvary v podobě mírných až rozsáhlých elevací nebo depresí dílčích segmentů záznamu. Tato práce se mimo základní znalosti z oblasti elektrokardiografie a anatomie srdce zabývá filtrací EKG signálu, detekcí QRS komplexů a vytvořením programu pro detekci srdečních patologií s co největším důrazem na spolehlivost detekce, která je v této oblasti klíčová.

Nejprve jsou v práci probrány základní anatomické poznatky srdečního svalu a fyziologické děje v něm probíhající, což vede k pochopení vzniku EKG signálu. Dále je detailně rozebrána EKG křivka. Z medicínského hlediska jsou popsány její významné body a segmenty, z hlediska technického pak její spektrální vlastnosti, typy rušení a filtrace.

Druhá polovina práce se věnuje návrhu filtrů uzpůsobených k filtraci nežádoucích jevů v signálu, návrhu detektoru QRS komplexů a poté samotných algoritmů pro detekci patologií. Program je uzpůsoben na rozměření signálu, detekci základních arytmií v podobě bradykardie a tachykardie, komorových extrasystol a blokády pravého a levého Tawarova raménka. Pro jednodušší ovládání a přehlednost bylo k programu vytvořeno grafické uživatelské rozhraní.

Jednou z částí této bakalářské práce bylo také naměření vlastní databáze klidových a zátěžových EKG signálů na skupině pacientů pomocí holteru. V závěru práce jsou naprogramované algoritmy testovány a vyhodnoceny jak na kompletní CSE databázi obsahující 125 signálů, tak právě na databázi vlastní.

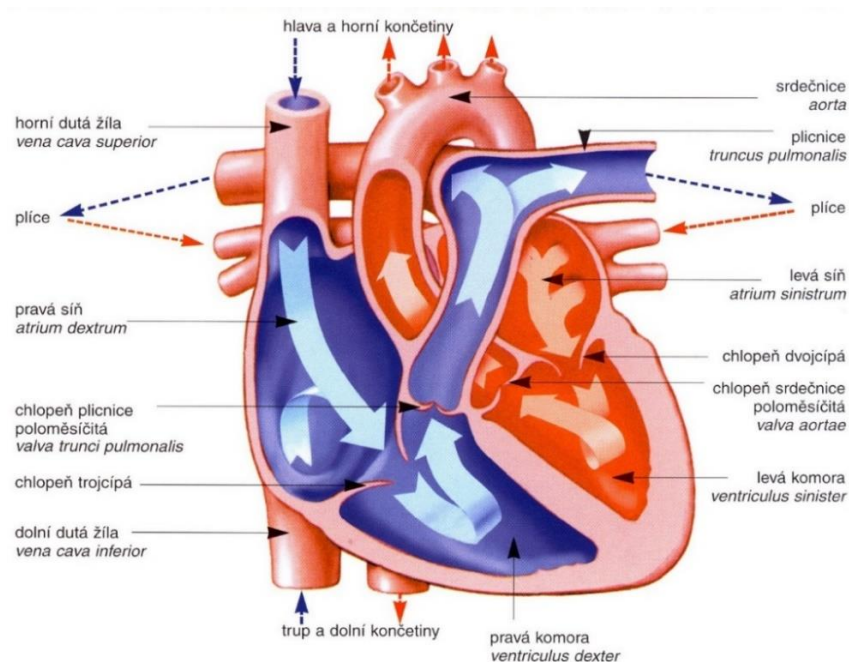
2 SRDCE

K pochopení vzniku EKG signálu a jeho jednotlivých segmentů je nutností znát základní anatomii srdce, fyziologickou činnost a elektrické jevy v němž probíhají. V této kapitole budou probrány veškeré informace, na jejichž základě bude vysvětlen princip vzniku EKG signálu.

2.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý orgán kuželovitého tvaru, který má vazivově svalový charakter. Je uloženo mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. U dospělého člověka váží 300 g a dělíme ho na čtyři dutiny: pravou a levou síň, ve kterých se hromadí krev přitékající do srdce a pravou a levou komoru, sloužící k vypuzení krve ze srdce. Komory a síně jsou od sebe odděleny čtyřmi chlopněmi (přepážkami), které povolují tok krve pouze jedním směrem.

Srdce je uloženo v perikardu (osrdečníku) a jeho stěnu tvoří tři vrstvy – endokard, myokard a epikard. Na srdce jsou napojeny cévy – žíly, kterými krev vstupuje do srdce, a tepny, kterými je krev ze srdce vypuzována. Mezi nejdůležitější patří plicní tepna, která odvádí odkysličenou krev z pravé komory do plic a aorta – největší tepna v těle odvádějící krev z levé komory do tělního oběhu. Dále se zde nachází věnčité tepny a plicní a duté žíly. Základními srdečními buňkami jsou myocyty, které tvoří většinu srdeční hmoty [1].

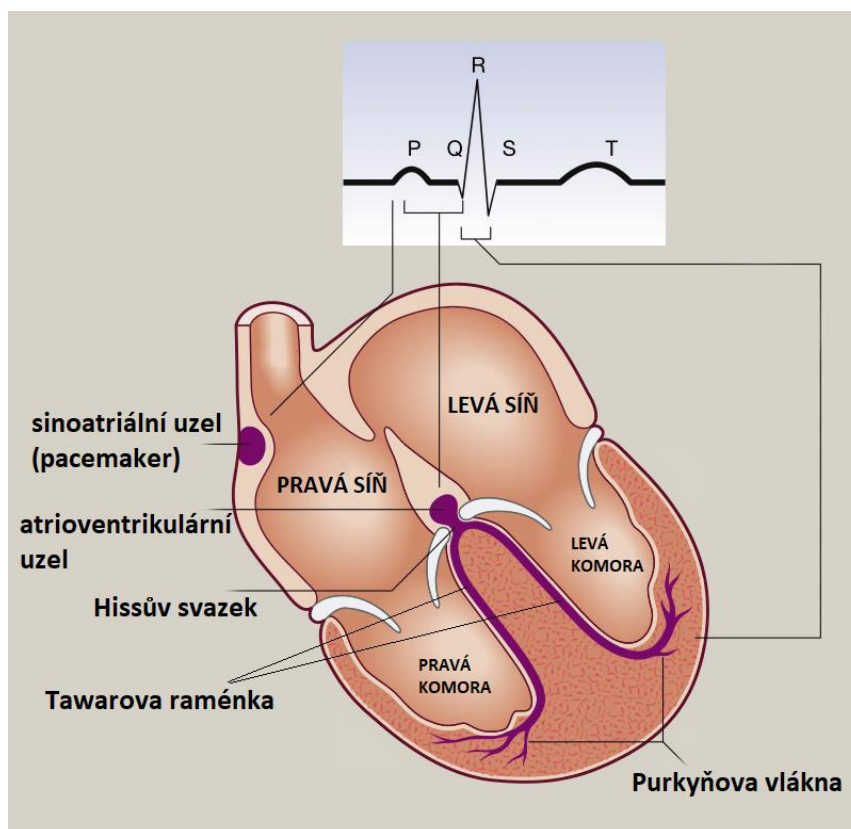


Obr. 1: Stavba srdce [2]

2.2 Převodní systém srdeční

Kardiovaskulární systém byl vyvinut tak, aby zajistil dostatečnou perfuzi krve tkáním a orgánům v celém lidském těle, díky čemuž jsou všechny tkáně zásobovány živinami a kyslíkem.

Jeden srdeční cyklus dělíme obecně na 2 fáze – systolu a diastolu. V průběhu systoly, neboli kontrakce komor, je krev čerpána do oběhu. V průběhu diastoly, neboli fáze relaxace (ochabování), je srdce plněno krví. Střídání systoly a diastoly nazýváme obecně vzruchovou aktivitou, kterou si srdce samo vytváří v převodním systému srdečním (Obr. 2). Jedná se o svalovou tkáň umožňující vytvářet a vést vzruchy. Pacemakerem, neboli udavatelem rytmu zde rozumíme sinoatriální (SA) uzel, který je umístěn v horní části stěny pravé síně. Za fyziologických podmínek zde vzniká vzruch a je přísně regulován autonomním nervovým systémem. Dochází tak ke zvyšování a snižování aktivačního potenciálu a srdeční frekvence. Elektrické impulzy ze sinoatriálního uzlu putují Bachmannovou dráhou do levé síně, odkud se přenáší přes pravou síň do atrioventrikulárního (AV) uzlu. Při jakémkoliv poškození SA uzlu přebírá roli pacemakeru AV uzel. Skrze Hissův svazek, levé a pravé Tawarovo raménko, větvící se v Purkyňova vlákna, je elektrický vzruch rozveden na pracovní myokard komor [3].



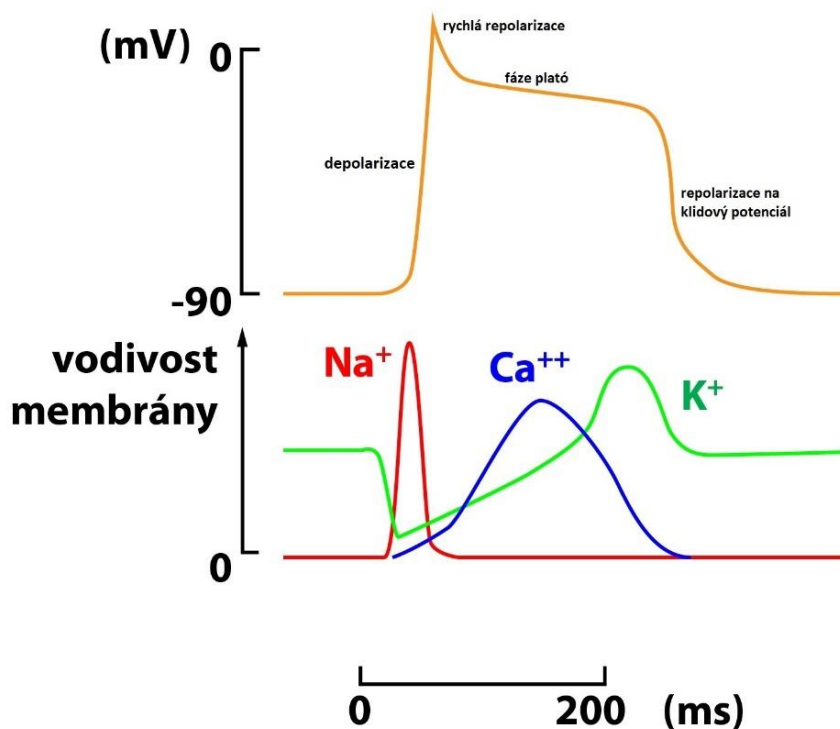
Obr. 2: Převodní systém srdeční [1]

Klidový a akční membránový potenciál

Předpokladem jakékoliv srdeční aktivity je klidový membránový potenciál. Hodnota tohoto potenciálu je přibližně -70 až -90 mV. Záporné znaménko se zde dle zavedené konvence nachází z důvodu záporného potenciálu vnitřního prostředí vzhledem k vnějšku buňky. Hlavním intracelulárním iontem vně buňky je draslík (K^+), v extracelulárním prostředí pak převažuje sodík (Na^+). Propustnost membrány buňky srdečního svalu je pro draslík znatelně větší než pro sodík. Rozpoštění iontů v obou prostředích tak musí být korigováno sodno-draselnou pumpou (enzym Na^+-K^+ ATPáza nacházející se v membráně buněk) [4].

Elektrická stimulace je vytvořena sekvencí iontových proudů kanály v membráně srdečních myocytů, což vede k srdeční kontrakci sestávající se z 5 fází. První fází je depolarizace, způsobená otevřením Na^+ kanálů. Napětí z -70 až -90 mV prudce stoupá na 0 až 20 mV. Následuje rychlá repolarizace, při které se tyto kanály zavřou. Třetí fází je fáze plató, při které se pomalu otevírají Ca^{2+} kanály udržující

kladný náboj uvnitř buňky a následuje konečná repolarizace, tj. návrat do původního stavu. Průběh akčního potenciálu a jednotlivých iontových kanálů je zobrazen na Obr. 3.

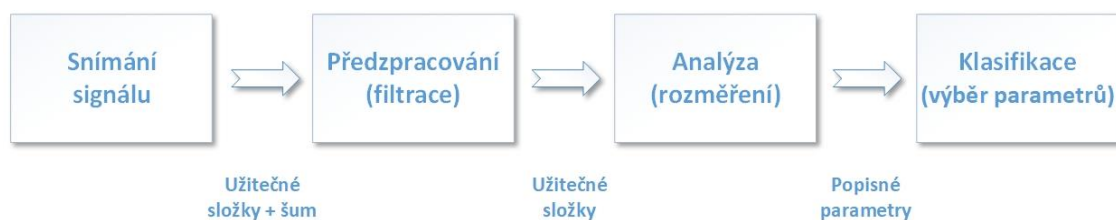


Obr. 3: Akční potenciál buňky pracovního myokardu [5]

Nutno zmínit dvě fáze, ve kterých se mění odolnost srdečních buněk vůči podráždění. První z nich se nazývá absolutní refrakterní fáze, probíhající prvních 300 ms od počátku depolarizace. Během této fáze je srdeční svalová buňka odolná vůči dalšímu podráždění. Dalších 100 ms v průběhu repolarizace mluvíme o relativní refrakterní fázi. V této fázi by již impuls přivedený na buňku srdečního svalu vyvolal další kontrakci (depolarizace – plató – repolarizace). Tyto rytmicky se opakující kontrakce jsou utvářeny srdcem samotným ve výše zmíněném převodním systému [4].

3 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiogram (EKG) je v podstatě snímání elektrické aktivity generované srdcem. Jedná se o efektivní neinvazivní nástroj pro hojnou řadu medicínských aplikací jako jsou měření tepové frekvence, hodnocení srdečního rytmu, diagnostika srdečních arytmí a abnormalit nebo biometrické identifikace. Využívá silného napětí, které tvoří elektrické srdeční pole, díky němuž lze EKG signál snímat z povrchu těla, popř. přímo ze srdce. Jedna z hlavních oblastí, ve které je EKG vyšetření vyžadováno, je diagnóza kardiovaskulárních onemocnění, na které v dnešní době umírá největší procento pacientů. Mezi kardiovaskulárními chorobami se pak nejčastěji vyskytují srdeční arytmie. Jedním z nejefektivnějších nástrojů pro identifikaci arytmí je detekce vlastním okem. Každý EKG signál má charakteristický tvar a morfologické rysy, poskytující klinickou informaci pro automatickou detekci a klasifikaci EKG vzoru. Tato detekce však není vždy úplně přesná kvůli rozdílům v EKG signálech u pacientů s lišícími se vrozenými predispozicemi. V praxi to pak znamená, že jedna arytmie představuje u dvou pacientů rozdílný tvar EKG křivky a taktéž, dvě různé arytmie mohou mít u dvou pacientů tvar podobný. Než se však u automatické detekce srdečních patologií dostaneme k samotné analýze, musí být signál filtrován. Každý biosignál totiž kromě užitečné složky obsahuje také šum, kterého je nutné se zbavit. Detailnější informace o typech šumu a jejich filtraci budou probrány v kapitole 3.3. Poté můžeme přistoupit k samotné analýze signálu a v poslední řadě ke klasifikaci patologií. Obecné schéma zpracování EKG signálu je možné vidět na Obr. 4 [6].



Obr. 4: Schéma zpracování EKG signálu

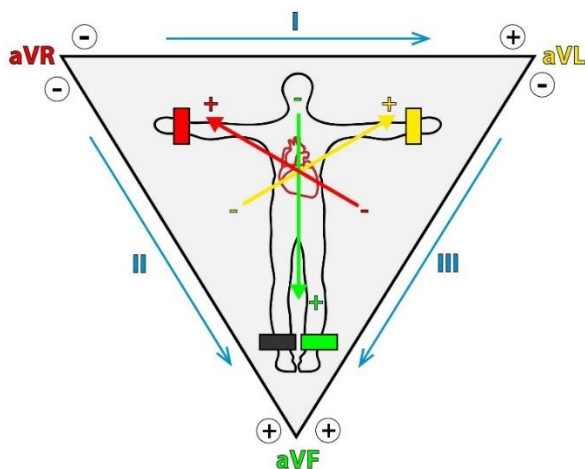
3.1 Záznam EKG

Nejčastěji používaným systémem ke snímání EKG je v dnešní době standartní 12 svodové EKG tvořené 10 elektrodami. Každý ze svodů poskytuje jiný úhel pohledu na srdce, tudíž výstupní EKG obraz bude z každého svodu jiný. K ověření pravidelnosti srdečního rytmu postačí pouze 3 elektrody. Pokud chce však lékař analyzovat morfologii všech kmitů a vln, potřebuje systém všech 10 elektrod [7].

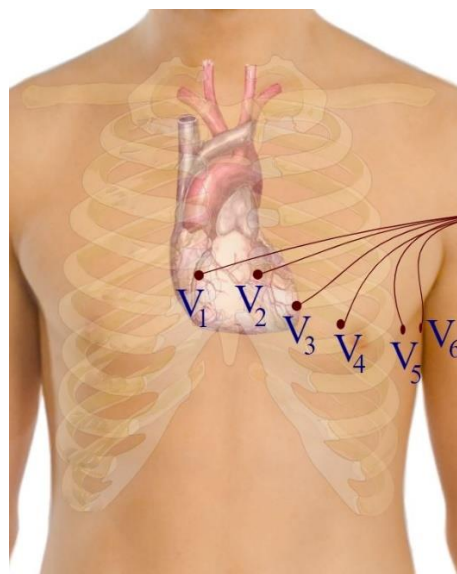
První skupinou svodů jsou 3 bipolární končetinové standartní svody I, II a III, tzv. Einthovenovy svody. Tyto svody registrují rozdíly potenciálu mezi dvěma elektrodami – proto bipolární. Spojují se pak v potenciální Einthovenův trojúhelník (Obr. 5). Umisťují se na pravé a levé zápěstí a levou nohu (bérec). Zemní elektroda je pak umístěna na pravý bérec. Elektrody jsou barevně označené, aby nedošlo k záměně svodů a chybnému záznamu (pravá ruka – červená, levá ruka – žlutá, levá noha – zelená, pravá noha – černá). Svod I je tedy po levici srdce, zatímco svody II a III hledí na srdce ze spodní strany pod různými úhly. Záznamy svodů II a III se tak mohou podobat [7], [8].

Druhou skupinou svodů jsou 3 unipolární zesílené (augmentované) Goldbergovy svody aVR, aVL a aVF. Tyto svody využívají stejných elektrod jako bipolární končetinové svody, avšak na rozdíl od Einthovenových svodů registrují napětí mezi jedním z vrcholů trojúhelníku a průměrem zbývajících dvou [7], [8].

Zbýlých 6 unipolárních svodů představují svody hrudní (prekordiální), nesoucí označení V1 až V6. Jak už napovídá název, každý ze svodů je fixován na levou přední stranu hrudníku. Konkrétní umístění každého z nich je na Obr. 6. Kromě výše uvedených svodů existují také speciální elektrody představující další skupiny svodů (např. jícnové) [8].



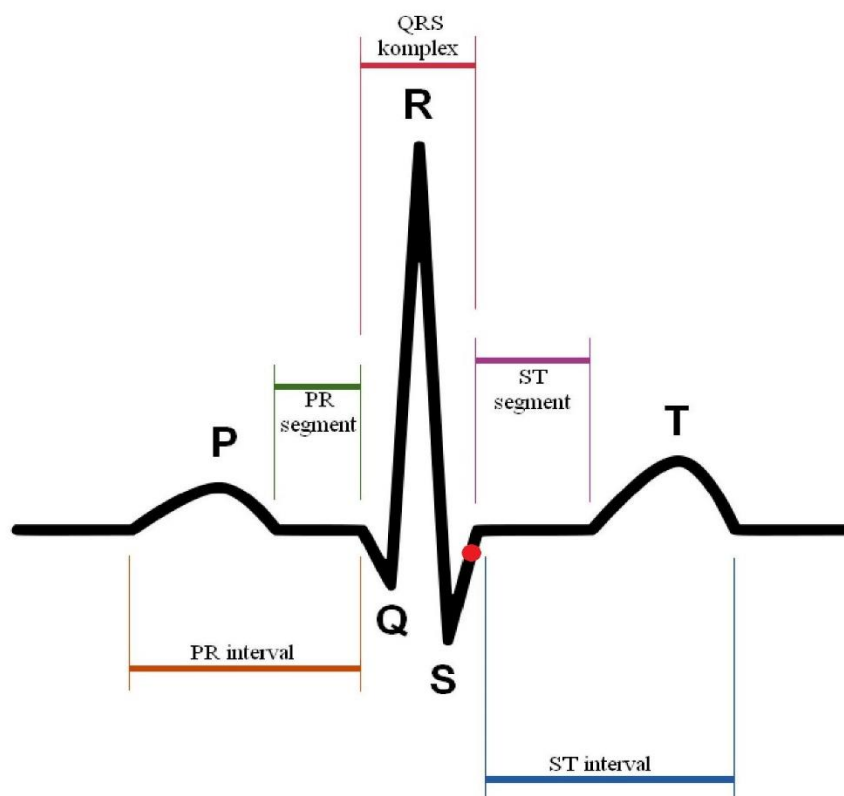
Obr. 5: Einthovenův trojúhelník [5]



Obr. 6: Umístění hrudních svodů V1 až V6 [5]

3.2 EKG křivka

Výstupem elektrokardiografu je EKG křivka, kterou je možné definovat jako grafický průběh elektrické činnosti srdce zaznamenaný v čase. Znárodnuje jednotlivé elektrické proudy, jejich velikosti a směry. Na křivce rozeznáváme několik útvarů. Jsou to vlny P, T a U. Mají nižší amplitudu a oblý tvar. Dále pak kmity Q, R a S mající vyšší amplitudu. Segmenty PR a ST, které zahrnují úsek mezi koncem jedné vlny nebo kmitu do začátku další vlny nebo kmitu a intervaly PR, ST a QT zahrnují segment a sousední vlnu nebo kmit. Část EKG, kde se nevyskytuje žádná vlna nebo kmit, nazýváme izoelektrickou linií. Část EKG křivky je zobrazena na Obr. 7 [6].



Obr. 7: EKG křivka [9]

Vlny

P vlna – Obvykle se jeví jako pozitivní kulovitá vlna s výškou amplitudy do 0,25 mV a délkou kolem 80 ms. Je způsobena depolarizací síní a nejlépe ji identifikujeme ve svodech II a V1. Její frekvenční rozsah nabývá hodnot 0 až 10 Hz.

T vlna – Představuje repolarizaci komor. Její amplituda sahá do výšky 0,2 až 0,8 mV a délka trvání je 200 ms. Identifikujeme ji podle lehce asymetrického tvaru. Ve všech svodech kromě aVR se jeví jako pozitivní s frekvenčním rozsahem do 10 Hz.

U vlna – Zde mluvíme o vlně, jejíž příčina nebyla dosud zodpovězena. Většinou je však přisuzována repolarizaci Purkyňových vláken nebo srdečního septa. Následuje za vlnou T a je patrná pouze na některých záznamech. Nejlépe identifikovatelná je na svodech II, aVL a V2 až V4. Je ploše pozitivní, vždy menší než vlna T s amplitudou do 0,1 mV. Fyziologicky se vyskytuje u mladých lidí nebo sportovců [6].

Kmity

Q kmit – Jedná se o první negativní výchylku QRS komplexu vyjádřenou depolarizací septa a papilárních svalů. Její trvání je maximálně 30 ms s amplitudou do 0,3 mV.

R kmit – Pozitivní výchylka QRS komplexu s délkou do 100 ms. V hrudních svodech se s amplitudou od 0,7 mV do 3,5 mV zvyšuje od V1 do V5. Ve svodu V6 je pak o něco menší než ve V5.

S kmit – Druhá negativní výchylka QRS komplexu. Amplituda nabývá hodnot 0 až 0,8 mV, délka trvání pak do 50 ms. Velikost S kmitu se snižuje od V1 do V5-6.

QRS komplex – Trojúhelníkový kmit, nejvýraznější část na celém EKG. Je doprovázen depolarizací komor (neboli komorovou systolou). Délka trvání celého komplexu je za fyziologických podmínek od 50 do 110 ms. Skládá se z pozitivního R kmitu a dvou negativních kmitů – Q a S. Jeho frekvenční rozsah nabývá hodnot 10 až 25 Hz [6].

Segmenty a intervaly

ST segment – Izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem T vlny, při němž probíhá repolarizace komor. Jeho délka je 100 až 120 ms. Díky elevaci, popř. depresi ST segmentu je možné identifikovat infarkt myokardu. U konce QRS komplexu a začátku ST segmentu nalézáme bod J, tzv. junkční bod. Na Obr. 7 je tento bod zobrazen červenou tečkou.

PR interval – Definujeme ho jako časový interval, za který elektrický impulz projde převodním systémem (tzn. z AV uzlu až po Purkyňova vlákna) a depolarizuje tak svalovinu komor. Jeho délka se pohybuje v rozmezí 120 až 200 ms.

QT interval – Nejdelší interval trvající až 400 ms. Nalézáme ho od počátku QRS komplexu až po konec T vlny.

RR interval – Vzdálenost mezi dvěma R kmity. Při stabilní tepové frekvenci se jeho délka nemění [6].

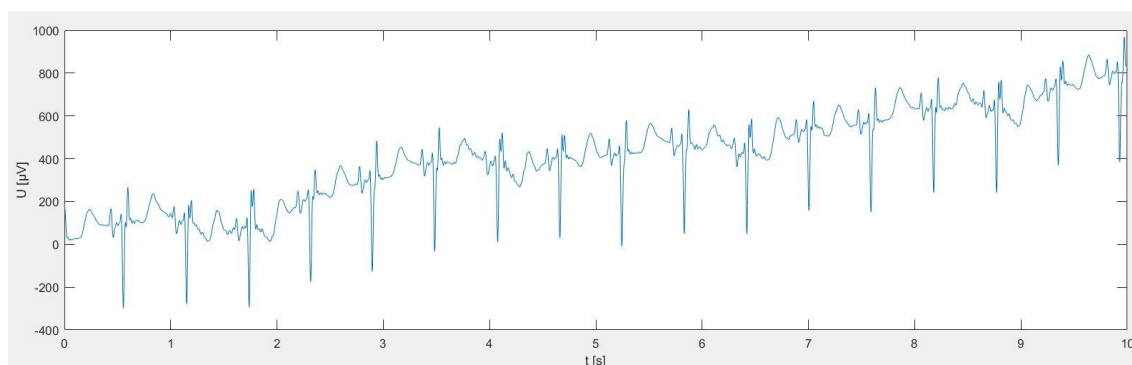
3.3 Typy rušení a filtrace

V každém EKG záznamu, ať už klidovém nebo zátěžovém, se setkáváme s různými druhy rušení a artefaktů, které je potřeba odstranit pro určení referenčních bodů záznamu (kmity, vlny, intervaly). Typy rušení zpravidla dělíme z hlediska šířky frekvenčního pásma na úzkopásmové signály a širokopásmové signály. Detailnější rozdělení a jejich filtrace jsou stručně popsány níže.

Úzkopásmová rušení

Kolísání izoelektrické linie (drift)

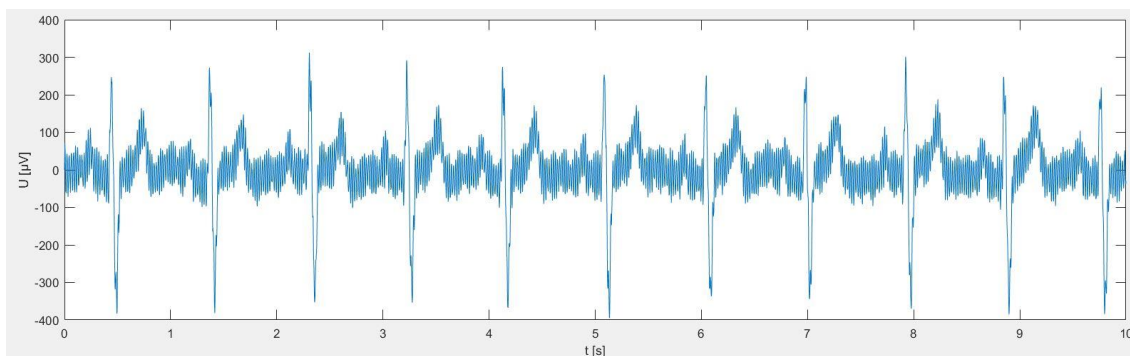
Kolísání izoelektrické linie, neboli drift, může být způsobeno hned několika artefakty. První z nich je způsoben dýcháním pacienta (do 0,3 Hz). Dále jsou to artefakty, které jsou výsledkem změn impedance elektrody a kůže (do 0,8 Hz) a v poslední řadě pohyby pacienta (do 1,5 Hz). V praxi platí, že frekvenční pásmo driftu nepřesahuje 2 Hz, filtrujeme ho tedy jednoduše horní propustí. Příkladem takového rušení je Obr. 8 [10], [11].



Obr. 8: Rušení signálu EKG driftem

Síťové rušení (brum)

Tento typ rušení je způsoben důsledkem indukce napětí z elektrických rozvodů. V Evropských zemích se jedná většinou o frekvenci 50 Hz, v USA a jiných cizích zemích jde o frekvenci 60 Hz. Rušení tohoto typu lze odstranit filtrem typu pásmová zadrž [10].

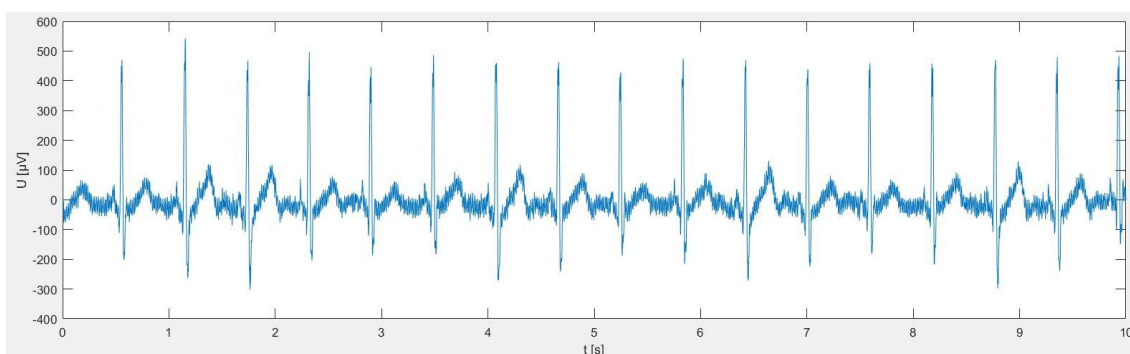


Obr. 9: Rušení signálu EKG brumem

Širokopásmová rušení

Myopotenciály a pohybové artefakty

S tímto typem rušení se setkáváme nejčastěji u zátěžových testů, kde rušení dosahuje frekvencí od 20 Hz po několik kHz. Myopotenciály vznikají při pohybu svalstva pacienta [10], [11].



Obr. 10: Rušení signálu EKG myopotenciály

Rychlé skokové změny izoelektrické linie

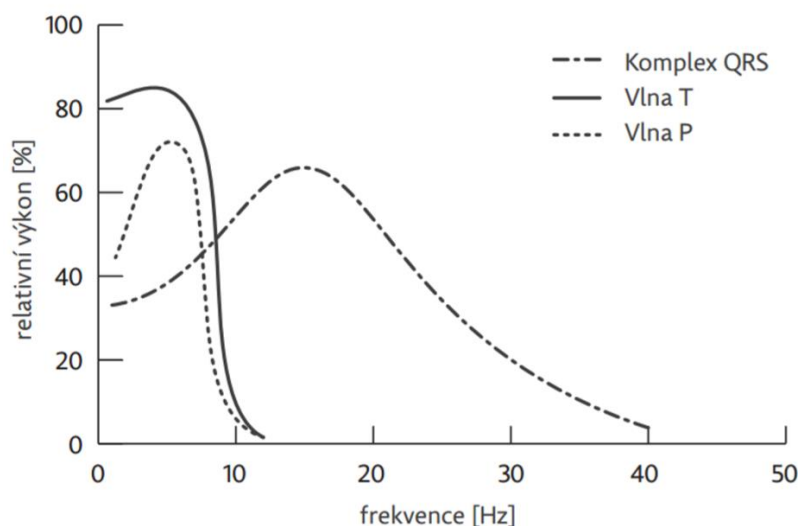
Se skokovými změnami izoelektrické linie se potýkáme při vyšetření batolat a kojenců [11].

Impulsní rušení

Impulsní rušení patří mezi méně známá a vzniká pouze ve specifických podmínkách snímání. V EKG záznamu se objevuje velmi zřídka. Zdrojem takového rušení mohou být různá zařízení generující elektrický výboj [11].

3.4 Spektrální vlastnosti EKG

Spektrum EKG signálu je možné vidět na Obr. 11. Nejnižší frekvence nepřesahující 10 Hz, jsou zastoupeny vlnami T a P. Naopak nejvyšších frekvencí dosahují kmity Q, R a S tvořící QRS komplex, jehož spektrální maximum dosahuje frekvencí 15 až 20 Hz [7], [12].



Obr. 11: Spektrum EKG [12]

Se znalostmi z předchozí kapitoly o různých typech rušení EKG záznamu je možné konstatovat, že se spektrum EKG záznamu prolíná se všemi typy rušení. Jakákoliv filtrace záznamu má tedy dopad na jeho výslednou kvalitu. Vždy je nutné potlačit šum a užitečný signál ponechat v co nejlepší možné kvalitě.

3.5 Vyhodnocení záznamu

Při vyhodnocování EKG záznamu jsou v první řadě určeny základní parametry, které můžeme ze záznamu vyčíst. Těmi jsou srdeční rytmus, akce, frekvence a určení srdeční osy (tzv. RAFO). Dále následuje popis kmitů, vln, segmentů a intervalů.

Pro fyziologický srdeční rytmus platí, že je v záznamu vždy přítomna pozitivní P vlna (svody I, II, aVF a V2 až V6) a vzdálenost R kmitů je identická. Tyto dva faktory jsou rozhodující pro určení sinusového (pravidelného) rytmu. Je-li vzdálenost R kmitů rozdílná, mluvíme o nepravidelné akci. Vzniká-li rytmus mimo SA uzel (např. v AV uzlu nebo svalovině síní), hovoříme o nesinusovém rytmu, který dále dělíme na sínový, junkční nebo komorový [8].

Srdeční frekvence se v normě pohybuje od 60 do 90 tepů za minutu. Určuje ji vzdálenost R kmitů. Je-li nižší než 60 tepů za minutu, mluvíme o bradykardii. Při frekvenci vyšší než 90 tepů za minutu se jedná o tachykardii.

Pravidelná srdeční akce se vyznačuje stejnou vzdáleností QRS komplexů. U nepravidelné akce jsou QRS komplexy různě vzdáleny (nejčastěji projev fibrilace síní), popř. je vzdálenost stejná, ojediněle různá (extrasystoly).

Pro určení elektrické srdeční osy sledujeme sklon souhrnného vektoru QRS komplexu, který je nejčastěji 60° . Tento sklon se však i za fyziologických podmínek může posunout do horizontální nebo vertikální roviny. Za normu považujeme vychýlení v rozmezí -30° až 120° . Je-li kmit komplexu QRS ve svodech I a aVF pozitivní, můžeme v praxi sklon elektrické srdeční osy považovat za normální [13].

4 PATOLOGIE SRDCE

Srdečních poruch existuje celá řada. Od ischemií přes hypertrofie a arytmie, až k zánětlivým onemocněním srdce. V této kapitole budou popsány jednotlivé patologické změny projevující se na EKG záznamu.

Poruchy tvorby vzruchu

Sinusové arytmie

Bradykardie

Lehce detekovatelná arytmie. Nastává, je-li srdeční frekvence nižší než 60 tepů za minutu. Při této arytmmi je narušena tvorba impulzů v SA uzlu a srdce pracuje pomaleji než obvykle. U pacienta se mohou vyskytovat závratě, nevolnost, točení hlavy nebo únava. Náhlé zpomalení tepové frekvence se může projevit jako krátkodobá ztráta vědomí [14].

Tachykardie

Opakem bradykardie. Nastává po překročení 90 tepů za minutu, což odpovídá téměř dvěma a více R kmitům za sekundu. U pacienta pozorujeme sinusový rytmus s pravidelnou akcí. Častými příznaky této arytmmie jsou palpitace – vnímavý pocit bušení srdce. Tato arytmmie vzniká nejčastěji při zvýšené fyzické námaze, při srdečním selhání, ale také u horečky nebo podání některých léků (efedrin, atropin) [8], [14].

Respirační a nerespirační sinusová arytmmie

U respirační sinusové arytmmie pozorujeme fyziologický tvar EKG křivky s normální frekvencí. Patologickou změnou je zde pravidelné zkracování a prodlužování RR intervalů, protože se tvorba vzruchů v SA uzlu v tomto případě mění v závislosti na dýchání pacienta. Pokud se pacient nadechuje, frekvence se zvyšuje. Při výdechu se naopak frekvence snižuje. Tuto arytmmii je možné pozorovat u labilních osob, ale také se běžně vyskytuje u mladých lidí [8].

Komorové arytmie

Komorové předčasné stahy (extrasystoly)

Detekujeme na základě QRS komplexů, mající původ v ektopických centrech komor. Jejich vznik je nejčastěji zapříčiněn svalovinou komor nebo Purkyňovými vlákny. Objeví-li se v normálním srdečním rytmu mezi dvěma QRS komplexy jeden navíc, mluvíme o extrasystolách. Klinicky rozlišujeme podle místa vzniku extrasystoly komorové, supraventrikulární a sinusové (vycházející z SA uzlu). Dle četosti výskytu je možné předčasné stahy dělit na ojedinělé (vyskytující se sporadicky), nakupené (častý výskyt) a vázané. Podle počtu ektopických center je pak možné dělit extrasystoly na monotopní (mající stále stejný tvar) a polytopní (s proměnným tvarem). Charakteristickými rysy pro diagnózu komorových extrasystol jsou např. patologický (časově rozšířený) tvar QRS komplexu a kompenzační pauza po QRS intervalu. U extrasystol je také možné pozorovat chybějící P vlnu [8], [14].

Komorová tachykardie

Jedná se o výskyt 3 až 5 po sobě jdoucích komorových extrasystol. Tuto patologii má většinou za následek četný výskyt komorových extrasystol. Síně jsou v tomto případě nezávislé na komorách (zůstávají pod taktovkou SA uzlu). Na EKG záznamu je pak možné pozorovat široké QRS komplexy nabývající hodnot nad 120 ms, jejichž tvary mohou připomínat blokády Tawarových ramének. Vlny P nejsou stejně jako u komorových extrasystol viditelné. Dle závažnosti tuto patologii můžeme rozdělit na benigní a maligní formu. V prvním případě se jedná o krátkodobý výskyt u mladých lidí se zdravým srdcem, v druhém případě tato porucha vzniká na těžce poškozeném srdečním svalu s velmi špatnou prognózou. Často je tato vada vázána na akutní infarkt myokardu, předávkování léky (např. chinidin) nebo na pokročilou ischemickou srdeční chorobu [8].

Fibrilace komor a flutter komor

Dalšími komorovými vadami mohou být fibrilace komor, kterou je možné charakterizovat jako chaotickou aktivitu srdce, která vede k nekoordinovaným kontrakcím svalových vláken a komor a následné zástavě oběhu. Tuto poruchu pozorujeme při akutní fázi infarktu nebo při zasažení elektrickým proudem. Ojedinělou, avšak stejně závažnou srdeční vadou je pak flutter komor, který si můžeme představit jako průběh sinusovky se stejnou amplitudou [8].

Supraventrikulární arytmie

Fibrilace síní

Nejčastější nález po sinusovém rytmu. Na EKG záznamu má tato arytmie několik podob. Důležitým parametrem pro klasifikaci je nepravidelnost rytmu. QRS komplexy jsou od sebe různě vzdálené a nevyskytují se před nimi vlny P (v žádném svodu). Tuto skutečnost má za následek to, že vzruchy vznikají kdekoliv v síni a jsou nepravidelně převáděny do komor. Frekvence komor je však díky AV uzlu normální (chrání komory před vyčerpáním). Fibrilaci můžeme dělit podle velikosti síňových vlnek na hrubovlnnou (vlnky jsou vysoké) a jemnovlnnou (menší vlnky). Dle doby trvání je možné ji rozdělit na paroxysmální (záchvatovitá) a trvalou. Bývá často spojena s revmatickou mitrální stenózou nebo také s hyperfunkcí štítné žlázy (hypertyreóza) [8], [15].

Flutter síní

Jedná se o poruchu rytmu, která je obvykle spojená s tachykardií. Akce je většinou pravidelná. Na záznamu jsou viditelné pravidelné pilovité flutterové vlnky (kmitání). Tyto vlnky jsou dobře viditelné ve svodech II, III a aVF. Nacházíme zde také kratší QRS komplexy [15].

Poruchy vedení vzruchu

Sinoatriální blokáda

Jedná se o arytmii, u které je zablokováno nebo zpomalené vedení impulsu z SA uzlu do síní. Tuto arytmii klasifikujeme na tři stupně, přičemž na EKG křivce lze diagnostikovat pouze blokádu stupně druhého. U prvního stupně se jedná pouze o prodloužené vedení z SA uzlu na svalovinu síní. U druhého stupně rozlišujeme 1. typ, u nějž se zkracuje interval mezi vlnami P, až dojde k úplnému vymizení i s QRS komplexem, a 2. typ, vyznačující se náhlým vymizením P vlny i s QRS komplexem. U stupně třetího se impuls vůbec nepřevede z SA uzlu na předsíně a vlny P zcela chybí [8].

Atrioventrikulární blokáda

AV spojení, které představuje AV uzel, Hisův svazek a počátky Tawarových ramének, představuje nejzranitelnější oblast z celého převodního systému. AV blokádou pak rozumíme poruchu v přenosu vzruchu z SA uzlu do AV oblasti. Stejně jako u SA blokády zde nacházíme tři stupně AV blokády. U prvního stupně je možné pozorovat prodloužení PQ intervalu nad 200 ms, jehož délka zůstává konstantní. U druhého stupně rozlišujeme dva typy – Mobitz I, u kterého dochází k postupnému prodlužování PR intervalu a dojde k výpadku QRS komplexu (lze vidět nejlépe ve svodu II), a Mobitz II, u nějž dochází k opakovaným výpadkům QRS komplexů za P vlnou bez jakýchkoliv změn v intervalu PR. U třetího stupně se pak jedná o naprostou neprůchodnost AV uzlem, přičemž se oddělí funkce síní a komor – každá pracuje ve svém vlastním rytmu. Komplexy QRS i s vlnami P jsou pravidelné, avšak vůči sobě nekoordinované. Důsledkem může být bradykardie [8], [15].

Raménkové blokády

Blokáda pravého Tawarova raménka (BPRT)

Srdeční septum je za fyziologických podmínek aktivováno zleva doprava (z levého Tawarova raménka). Změnou zde nastává tudíž pouze aktivace pravé komory, která je opožděná a projeví se rozšířeným QRS komplexem. Při délce QRS komplexu do 115 ms se jedná o inkompletní blokádu, je-li komplex delší než 115 ms, nastává kompletní blokáda. Potvrzením je pak negativní vlna T a descendentní deprese ST segmentu. Ve svodech V5, V6, I a aVL je přítomen široký S kmit. Ve svodu V1 pak nacházíme v komplexu QRS tzv. terminální R, připomínající svým tvarem písmeno „M“. QRS komplexy ve svodu V6 mohou mít podobu písmena „W“ [8], [15].

Blokáda levého Tawarova raménka (BLRT)

V tomto případě je změněna jak aktivace levé komory, tak mezikomorového septa. Tento nález často pozorujeme u starších pacientů nebo kardiaků. QRS komplex je opět při kompletní blokádě delší než 115 ms. BLRT má kromě příznaků BPRT hluboký QS kmit ve svodech V1 až V3 s ascendentní elevací ST segmentu a široké zářezy v R kmitu (tzv. notching) ve svodech V5 a V6. Významnou se tato patologie stává u diagnózy infarktu myokardu, kdy kvůli němu nemusí být změny infarktu na EKG křivce patrné [8], [15].

Ischemická choroba srdeční

Angina pectoris

Na EKG křivce ji jednoduše diagnostikujeme podle známek koronární nedostatečnosti (deprese ST segmentu), které mohou být patrné po zátěžových testech (bicyklová ergometrie). QRS komplexy i T vlny mají většinou fyziologický tvar [8].

Infarkt myokardu

Jedna z nejznámějších srdečních chorob. Vyznačuje se patologickým Q kmitem a na první pohled viditelnou elevací (popř. depresí) ST úseku. Infarkt myokardu můžeme rozdělit na několik typů – IM: transmurální, netransmurální přední stěny a zadní stěny. Transmurální IM, postihující celou stěnu srdce, se vyznačuje patologickým vývojem Q kmitu. Netransmurální pak nepostihuje celou stěnu. Nekróza se rozvíjí pouze v oblasti subendokardu, což však vede stejně jako u transmurálního k patologickému vývoji Q kmitu. IM přední stěny je dobře viditelný ve svodech V1 až V6, v nichž je možný vidět podobný průběh jako u BLRT. U diafragmatického IM (zadní stěny) pak pozorujeme změny ve svodech II, III a aVF [8], [15].

Cor pulmonale acutum

Také známo pod pojmem ‚dilatace pravé komory‘, vzniká na podkladě plicní hypertenze. Má negativní T vlnu ve svodech V1 až V3, je přítomna vertikalizace srdeční osy, popř. tachykardie [8].

5 REALIZACE FILTRACE A QRS DETEKTORU

Tato kapitola se zabývá předzpracováním (filtrací) signálu EKG. Budou zde probrány detailně jednotlivé filtry odstraňující požadovaný druh rušení. Jednotlivé filtry na sobě nejsou nijak závislé, lze tedy v programu filtraci provádět nezávisle na sobě. Uživatel tak může signál zbavit pouze rušení způsobené dýcháním pacienta a přejít k vyhodnocení patologií. V závěru kapitoly bude popsán algoritmus detekce QRS komplexů.

5.1 Filtrace driftu

Pro filtraci driftu byl použit FIR filtr typu horní propust s mezní frekvencí 0,8 Hz, navržený metodou vzorkování frekvenční charakteristiky. Metoda vychází ze znalosti frekvenčních charakteristiky, na jejímž základě je vypočtena impulsní charakteristika filtru.

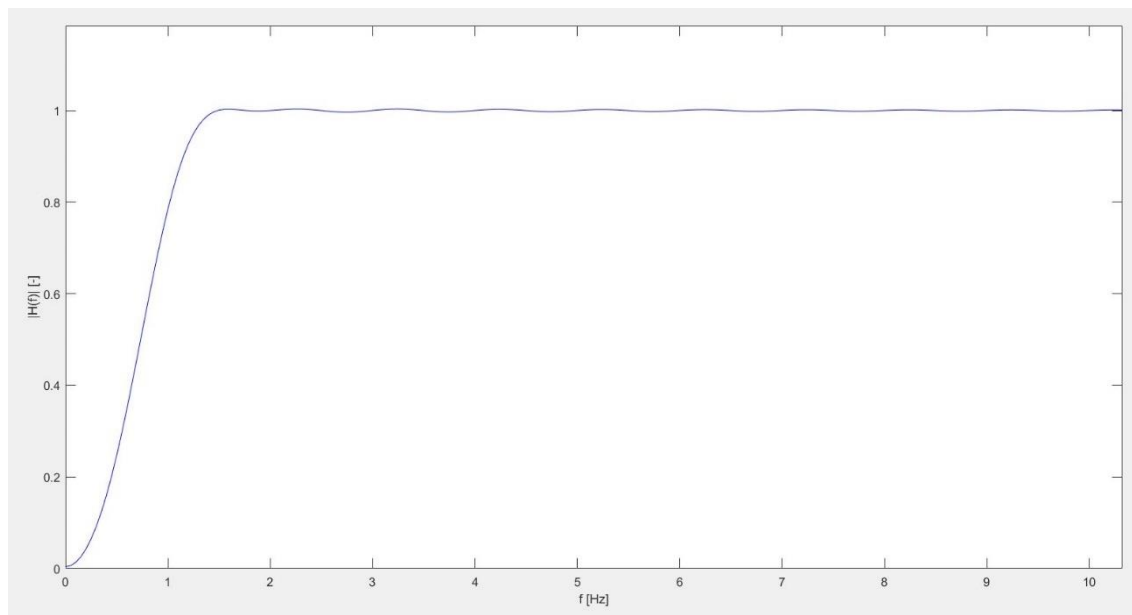
Každý FIR filtr je možné specifikovat vektorem h , obsahujícím N koeficientů. Za pomoci zpětné diskrétní Fourierovy transformace jej tedy můžeme popsat počtem N hodnot diskrétní Fourierovy transformace F_k vystupující ve vztahu (1).

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot e^{-jk\omega nT}, \quad (1)$$

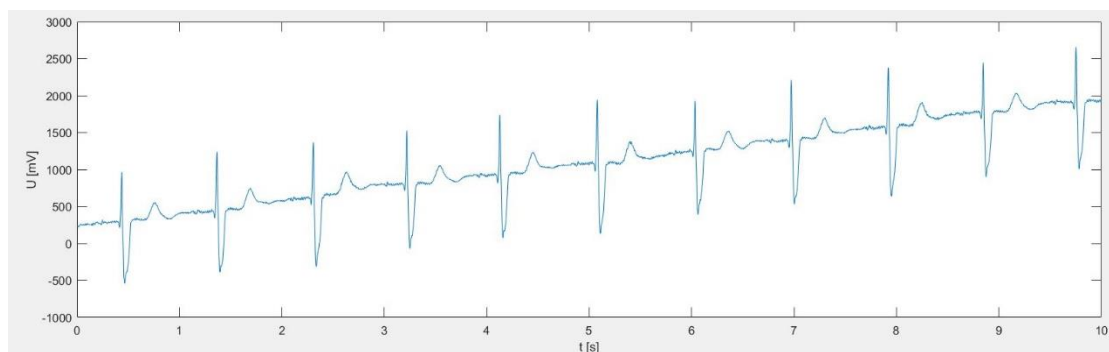
kde $\omega = \frac{2\pi}{NT}$. Celý postup návrhu vychází ze zadané frekvenční charakteristiky nacházející se v intervalu $(0, \omega_s)$ s ideálním průběhem. Tento interval je rozdělen na předem zvolený počet subintervalů a je od něj odečteno v uzlových bodech dělení N komplexních hodnot frekvenční charakteristiky F_k . Zpětnou diskrétní Fourierovou transformací je následně získána posloupnost impulsní charakteristiky h_n , udávající složky vektoru h [16].

Výše popsany postup výpočtu realizačních koeficientů filtru nám pouze zaručí, že frekvenční charakteristika navrženého filtru bude procházet požadovanými hodnotami v uzlových bodech dělení. Je však nutné počítat s jistým zvlněním v propustném pásmu filtru a také s kolísajícím útlumem v pásmu nepropustném. Pro zajištění co nejhladšího průběhu, tzn. co nejlepší aproximace frekvenční charakteristiky je nutné zajistit co nejvyšší hodnotu jejího vzorkování.

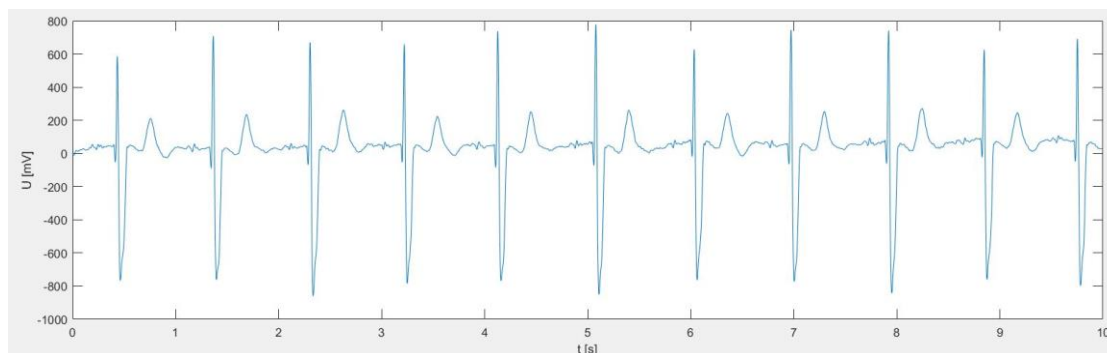
Frekvenční charakteristiku navrženého filtru v omezeném rozsahu frekvencí od 0 do 10 Hz lze vidět na Obr. 12. Rozdíly v signálu před filtrací a po filtraci jsou patrné z Obr. 13 a Obr. 14.



Obr. 12: Frekvenční charakteristika horní propusti



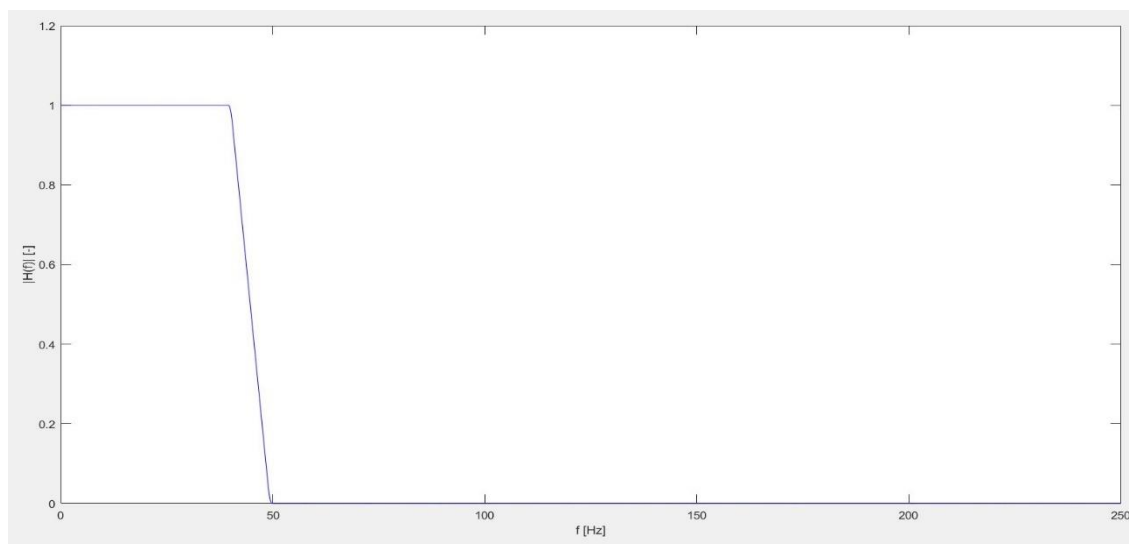
Obr. 13: EKG signál před filtrací driftu



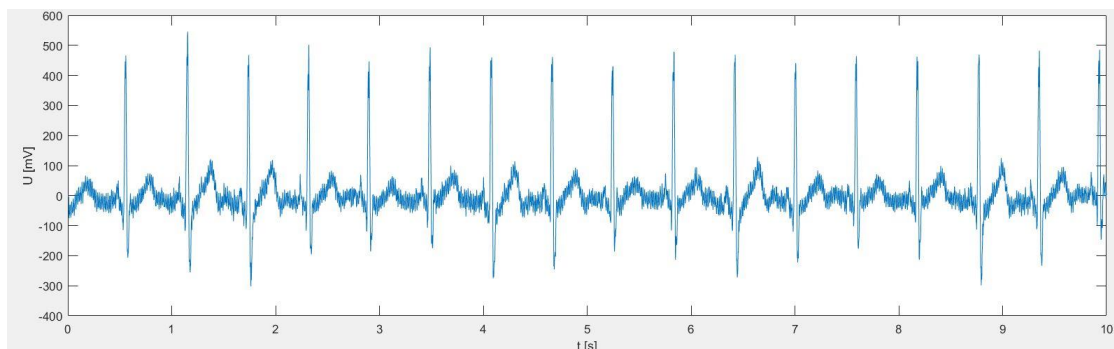
Obr. 14: EKG signál po filtraci driftu

5.2 Filtrace myopotenciálů

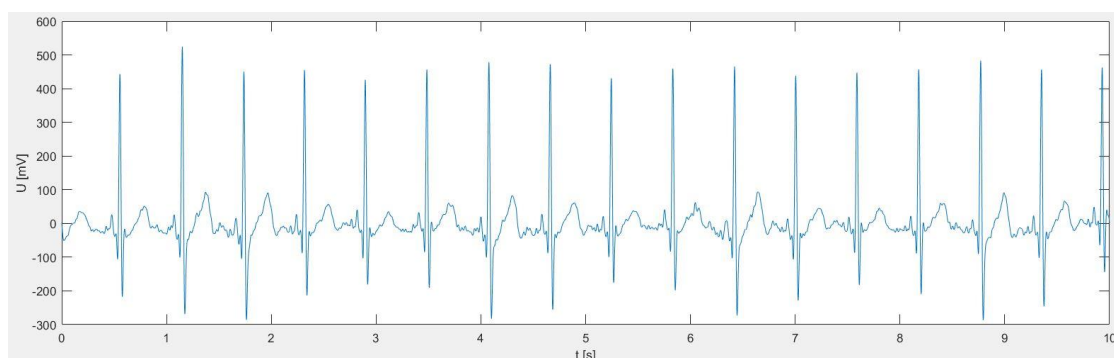
Filtrace myopotenciálů je řešena lineární dolní propustí, která byla navržena metodou vzorkování frekvenční charakteristiky (popsána v kapitole 5.1). Mezní frekvence byla v tomto případě nastavena na hodnotu 45 Hz. Na Obr. 15 vidíme frekvenční charakteristiku filtru, na Obr. 16 a Obr. 17 pak signál před filtrací a po filtraci.



Obr. 15: Frekvenční charakteristika dolní propusti



Obr. 16: EKG signál před filtrací myopotenciálů



Obr. 17: EKG signál po filtraci myopotenciálů

5.3 Filtrace brumu

Síťové rušení je filtrováno pásmovou zadrží, navrženou metodou váhování impulsní charakteristiky.

Pro návrh filtru touto metodou je nutné znát impulsní charakteristiku h_d , která popisuje námi požadovaný filtr. V prvním kroku tedy musí být přesně vypočteny hodnoty h_d . Frekvenční charakteristika ideální dolní propusti ($G_d(\omega) = H_d(e^{j\omega T})$) je periodická a můžeme ji vyjádřit obecně nekonečnou Fourierovou řadou

$$G_d(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (h_d(n) \cdot e^{-j\omega n T}), \quad (2)$$

kde koeficienty $h_d(n)$ odpovídají hodnotám obecně nekauzální a neomezené impulsní charakteristiky h_d a lze je přesně vypočítat na základě vztahu pro výpočet koeficientů Fourierovy řady

$$h_d(n) = \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} G_d(\omega) \cdot e^{j\omega nT} d\omega . \quad (3)$$

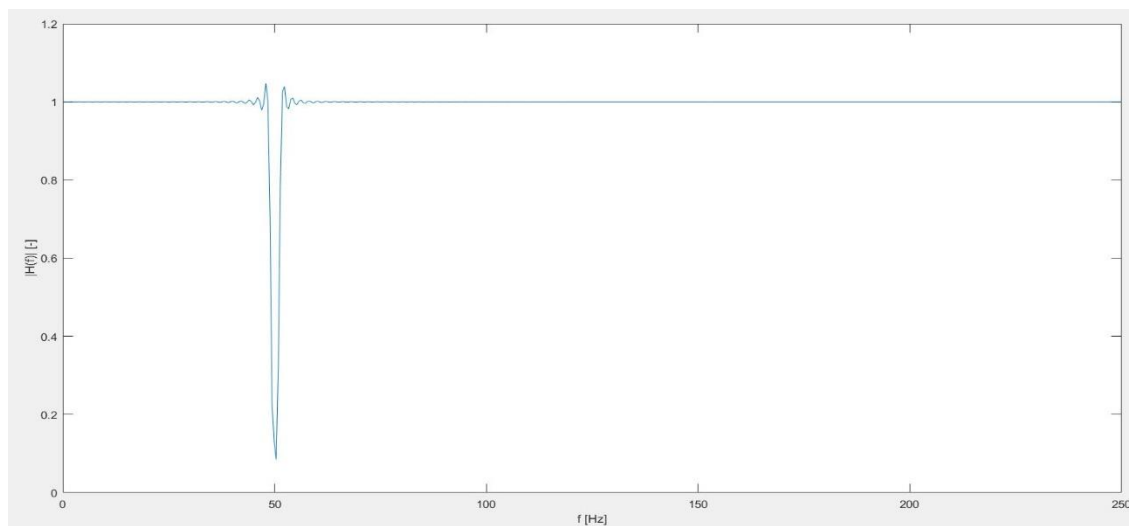
S integrálním vztahem (3) lze ovšem počítat pouze pokud je dostupné analytické vyjádření G_d , přičemž jsou v dalším kroku (viz. níže) počítány pouze koeficienty, které jsou k návrhu potřeba. Pokud chceme získat přímo vzorky požadované funkce, vztah (3) nahradíme (aproximujeme) diskrétní Fourierovou transformací vektorů o délce M , přičemž hodnota M značně převyšuje délku okna N . Docílíme tím toho, že koeficienty $h_d(n)$ pro $n > M-1$ se stávají zanedbatelně malými a zajistíme tak, že vypočtené koeficienty se téměř neliší od přesných hodnot vypočtených z integrálního vztahu (3) [16].

Ve druhém kroku je nutné omezit posloupnost impulsní charakteristiky h_d . Vzhledem k tomu, že frekvenční charakteristika uvedená ve vztahu (2) je zároveň spektrem nekonečného signálu $h_d(t)$, je nutné omezit jeho délku signálem konečným (oknem o délce N) vystupujícím ve vztahu (4), čímž získáme ořezanou impulsní charakteristiku $h(nT)$.

$$w(t) = \sum_{n=n_0}^{n_0+N-1} w_n \cdot \delta(t - nT) . \quad (4)$$

Výslednou frekvenční charakteristiku požadovaného filtru dostaneme konvolucí spekter výše zmiňovaných dvou signálů $h_d(t)$ a $w(t)$ [16].

Mezní frekvence byly nastaveny na 49 a 51 Hz (pro signály z USA nutno změnit na 59 a 61 Hz). Vzhledem k velmi malým odchylkám brumu se tyto mezní frekvence jeví jako přijatelné. Délka okna byla zvolena 500. Od této hodnoty již nebylo pozorováno výrazné zvyšování poměru SNR („signal to noise ratio“ – poměr signálu a šumu) a vyšší hodnota délky okna by vedla pouze k pomalejší filtraci. Omezení délky impulsní charakteristiky bylo zajištěno Kaiserovým oknem, které se ze všech dostupných jeví jako nejvhodnější. Frekvenční charakteristiku filtru vidíme na Obr. 18.



Obr. 18: Frekvenční charakteristika pásmové zádrže

5.4 Detekce QRS komplexů

Detekce QRS komplexu je v našem případě řešena tzv. metodou obálky, vycházející z analytického filtrovaného signálu. Obálkou se v tomto případě rozumí absolutní hodnota analytického signálu, který lze získat nulováním poloviny jeho spektra.

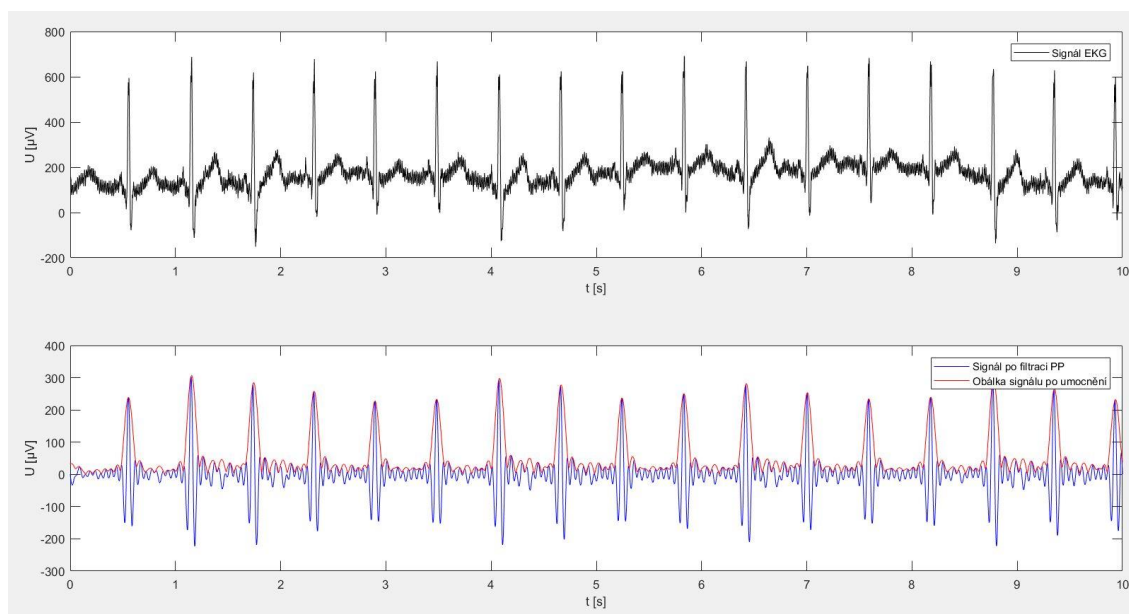
Širokopásmový EKG signál je nejdříve filtrován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 5 a 20 Hz, aby došlo k zvýraznění QRS komplexů, jejichž energie je mezi těmito frekvencemi nejvyšší. Dále je možné přistoupit k výpočtu samotné obálky, který je proveden v několika krocích. Prvním z nich je aplikování diskrétní Fourierovy transformace na filtrovaný signál, čímž je získáno jeho spektrum. Hodnoty druhé poloviny tohoto spektra jsou vynulovány a je provedena zpětná DFT a získán analytický signál, jehož absolutní hodnota je námi hledaná obálka. Následným umocněním obálky jsou zvýrazněny námi hledané R píky a tím potlačeny nižší hodnoty – kompenzujeme tím snížení celkové energie signálu a dojde ke zvýraznění QRS komplexů proti pozadí. Pro samotnou detekci R vln je v programu nastaven počáteční práh, představující 40 % z průměrného maxima 10 částí signálu, který se s každým nadetekovaným QRS komplexem adaptivně mění (je možné vidět na Obr. 22). Mimo adaptivní práh program disponuje také další ochranou, která vede ke zlepšení výsledků detektoru. Po rozměření dvou a více R kmitů program vypočítá 1,66 násobek daného intervalu a hledá v něm možný výskyt

dalšího R kmitu na základě opětovného snížení prahové hodnoty v tomto intervalu odpovídající 0,2 násobku předešlého R kmitu [12], [17].

Blokové schéma výpočtu obálky je možné vidět na Obr. 19. Jednotlivé kroky výpočtu obálky na signálu EKG můžeme vidět na Obr. 20. Původní EKG signál je zde zobrazen černě, signál po filtraci pásmovou propustí modře a umocněná obálka červeně.



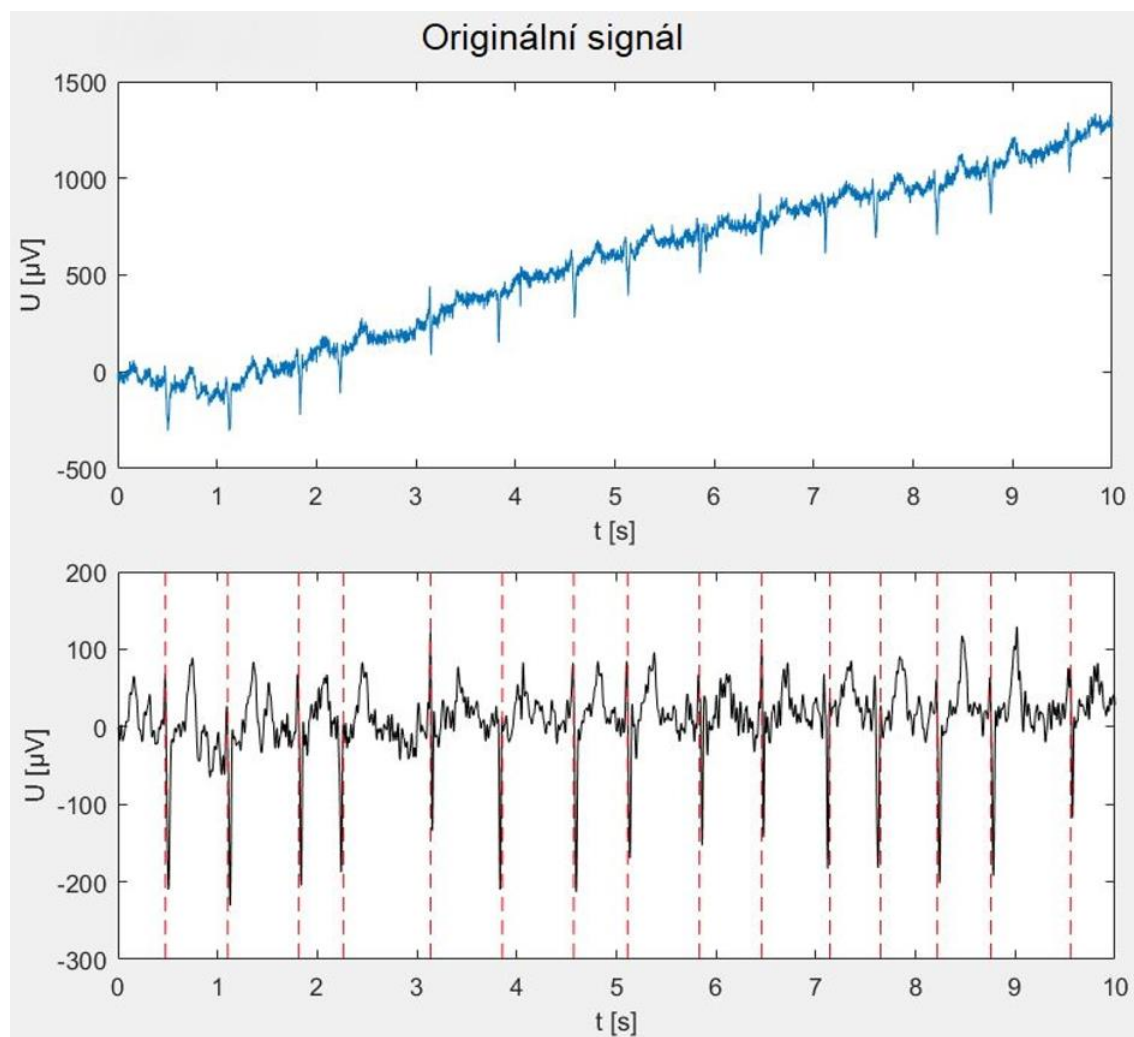
Obr. 19: Blokové schéma výpočtu obálky signálu [12]



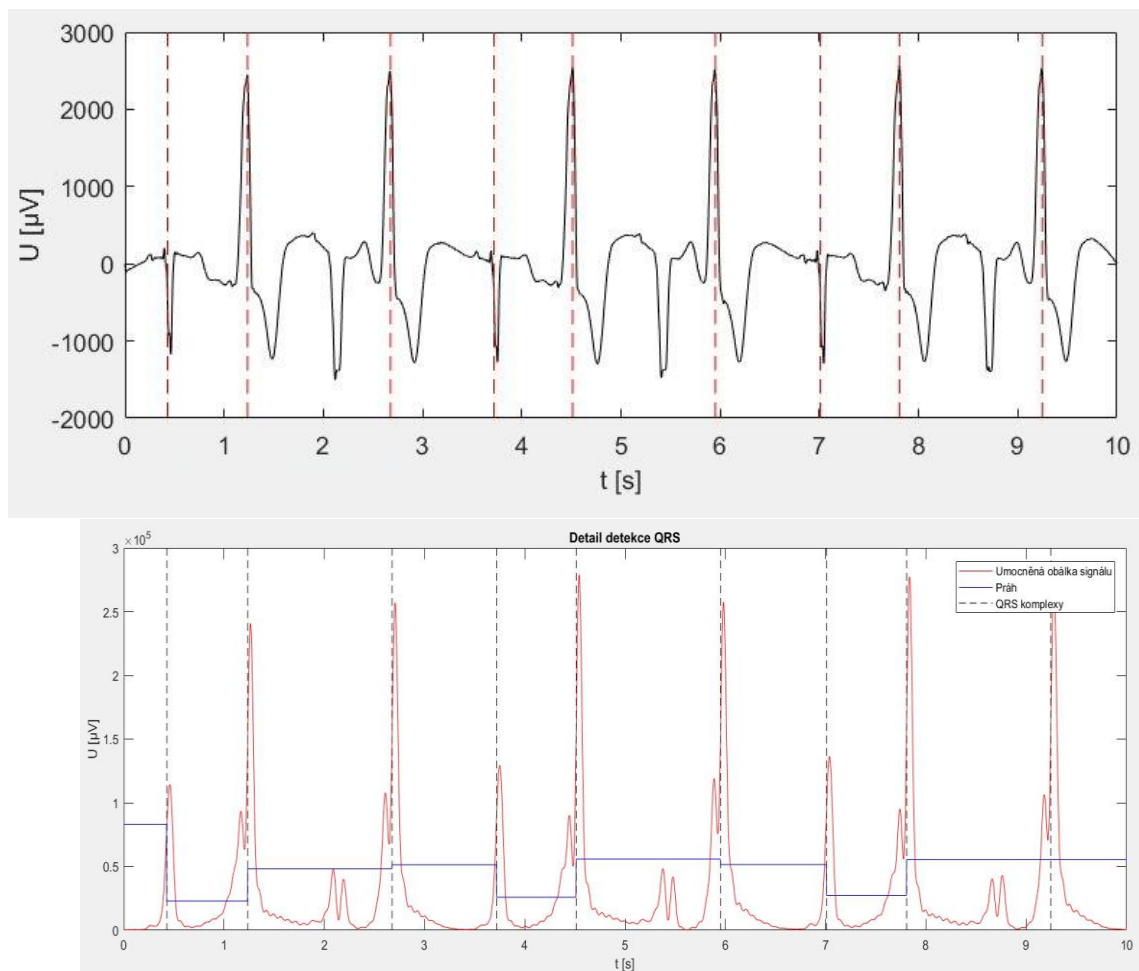
Obr. 20: Obálka signálu EKG

Na Obr. 21 můžeme vidět úspěšnou detekci QRS komplexů u zátěžového EKG. Na Obr. 22 je možné vidět detekci chybnou. Nadetekováno bylo 9 komplexů z 12 celkových. Z obrázku je patrné, že detekce byla způsobena špatně se adaptujícím prahem. Tuto nepřesnost by bylo možné řešit úpravou prahu, vylepšením rozhodovacího pravidla nebo také změnou mezních frekvencí pásmové propusti, která je využita v předzpracování signálu pro detekci QRS komplexů. Tyto změny ve

prospěch signálu na Obr. 22 by však mohly nepříznivě ovlivnit detekci v jiných signálech.



Obr. 21: Úspěšná detekce QRS komplexů u zátěžového EKG



Obr. 22: Chybná detekce QRS komplexů u EKG záznamu

6 DETEKTOR PATOLOGII

I přes nesčetný počet srdečních patologií detekovatelných na EKG záznamu se budeme zabývat pouze některými. Mnohé z nich je totiž po filtraci EKG záznamu, kterou dojde k jeho částečnému znehodnocení, velmi náročné detekovat, nebo je jejich detekce náročná a zdlouhavá. Program je uzpůsobený pro detekci základních arytmií – bradykardii, tachykardii a komorových extrasystol. Dále je program rozšířen o detekci pravého a levého Tawarova raménka.

6.1 Detekce bradykardie a tachykardie

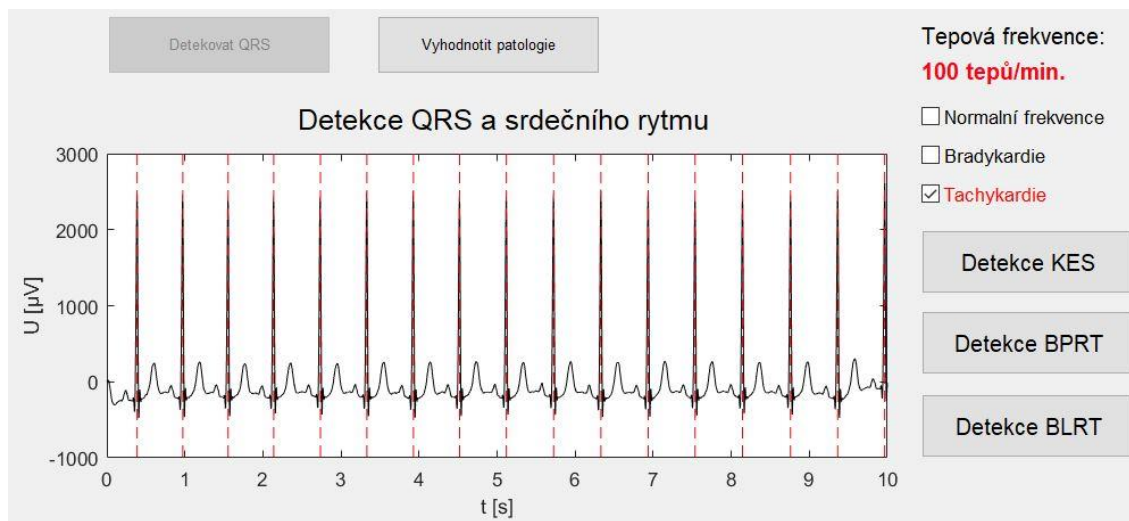
Bradykardie a tachykardie, jinými slovy zpomalená a zrychlená tepová frekvence, jsou v programu jednoduše detekovány z frekvence srdečního rytmu.

Algoritmus nadetekuje ve vybraném úseku signálu všechny R kmity a změří časovou vzdálenost mezi prvním a posledním kmitem – tím se zpřesní výsledná tepová frekvence, protože neuvažujeme celých 10 s záznamu, ale pouze vzdálenost prvního a posledního R kmitu. Počet RR intervalů v tomto úseku je roven počtu R kmitů méně jedna. Označíme-li si časovou vzdálenost prvního a posledního detekovaného R kmitu proměnnou RR_{pp} a počet R kmitů v našem úseku signálu proměnnou R_{pocet} , výslednou minutovou tepovou frekvenci (HR) vypočítáme z následujícího vztahu:

$$HR = \frac{60}{RR_{pp}} \cdot R_{pocet} - 1. \quad (1)$$

Ná základě vypočítané tepové frekvence dojde ke klasifikaci mezi bradykardií, odpovídající HR menší než 60 tepů/min., fyziologickou tepovou frekvenci, odpovídající HR od 60 do 90 tepů/min. a tachykardií, odpovídající HR vyšší než 90 tepů/min.

Na Obr. 23 vidíme správně vyhodnocenou tachykardii s tepovou frekvencí 100 tepů/min.



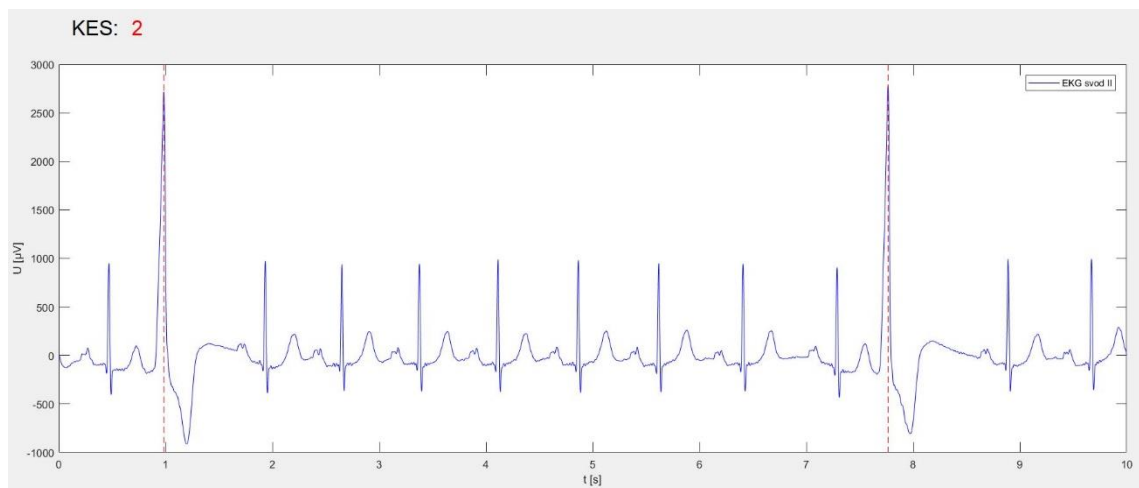
Obr. 23: Detekce tachykardie

6.2 Detekce komorových extrasystol

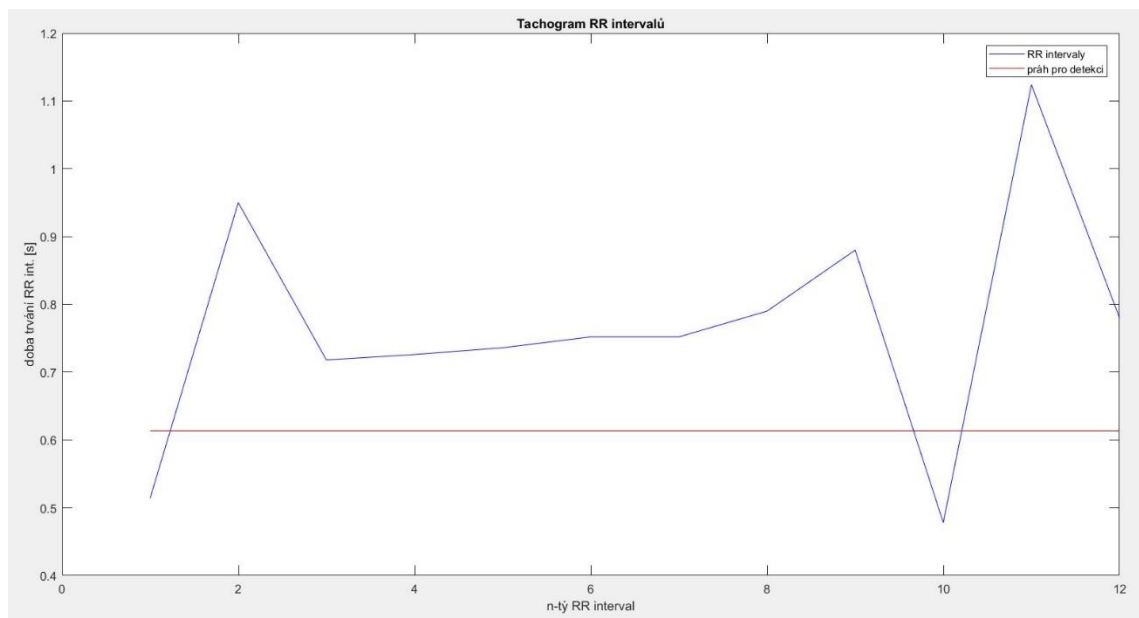
Detekce komorových extrasystol je realizována metodou tachogramu, která pracuje s polohami QRS komplexů, konkrétně pak s velikostmi RR intervalů. Jak můžeme vidět na Obr. 19, komorové extrasystoly se vyznačují předčasným QRS komplexem, kterému nepředchází vlna P a za nímž následuje kompenzační pauza, která je rovna dvojnásobku fyziologického RR intervalu před výskytem extrasystoly.

Nejprve je provedena detekce QRS komplexů, která je pro detekci komorových extrasystol mírně upravena. Pásmová propust pro předzpracování signálu zde disponuje mezními frekvencemi 12,5 a 50 Hz. V dalším kroku jsou z nadetekovaných QRS komplexů vypočteny velikosti RR intervalů. Tyto velikosti jsou zprůměrovány, na základě čehož je vypočten práh odpovídající 0,87 násobku průměru. Již dříve vypočtené velikosti RR intervalů jsou následně porovnávány s prahem. Podprahové hodnoty jsou pak vyhodnoceny jako výskyt komorové extrasystoly, nadprahové jako fyziologický QRS komplex. Účinnost metody vidíme na Obr. 24. Pro detailnější představu je využito tachogramu (Obr. 25.), na kterém je zobrazen vypočtený práh a délky RR intervalů [18], [19].

Ať už jsou extrasystoly více nebo méně viditelné ve všech svodech signálu, v programu je pro zobrazení a detekci využito svodu II. Při detekci je otevřeno nové grafické rozhraní pro větší přehlednost.



Obr. 24: Detekce komorových extrasystol

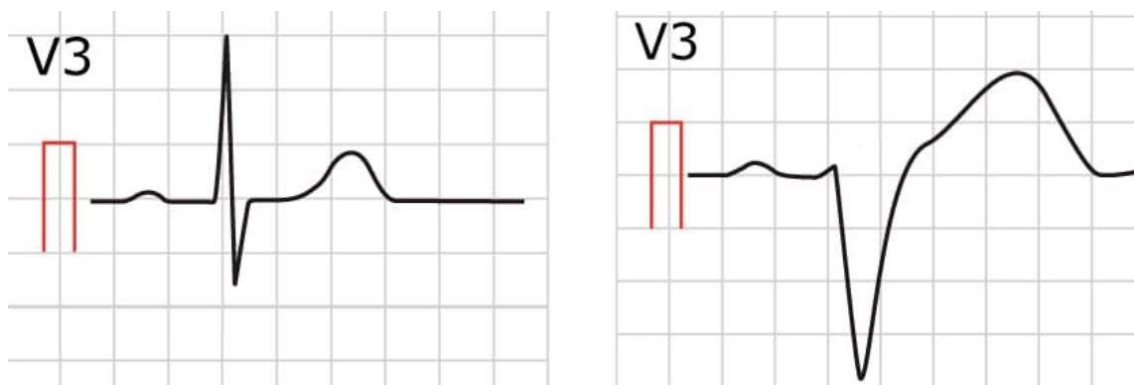


Obr. 25: Tachogram RR intervalů pro detekci komorových extrasystol

6.3 Detekce blokády levého Tawarova raménka

Při blokádě levého Tawarova raménka (dále jen BLRT) dochází v důsledku poruchy vedení vzruchu převodním systémem srdečním k opožděné depolarizaci levé komory. Tento jev je dobře viditelný ve svodech V1 až V6.

Program využívá detekce ze svodu V3, kde oproti fyziologickému obrazu QRS pozorujeme obraz rS – kmit R zde dosahuje minimální amplitudy, následuje hluboký a široký S kmit, který plynule přechází v elevaci ST segmentu. Pokud hovoříme o kompletní blokádě, QRS komplex je rozšířen nad hodnotu 115 ms. Porovnání fyziologického QRS komplexu a QRS komplexu BLRT můžeme vidět na Obr. 26 [20], [21].



Obr. 26: Fyziologický QRS komplex (nalevo) a BLRT (napravo) [21]

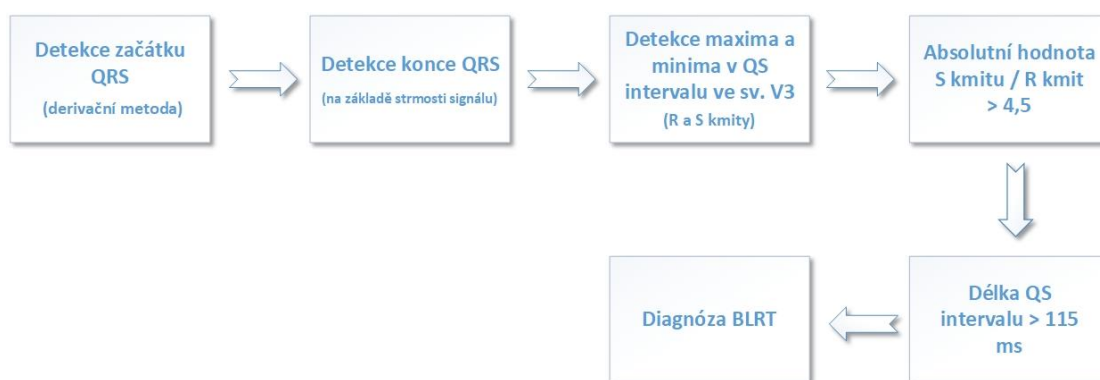
U detekce BLRT je nutné pracovat s celým QRS intervalem. Nadetekujeme tedy kmity Q a S a poté bude hodnocena morfologie a délka jednotlivých intervalů.

Pro detekci začátku QRS komplexu byla použita derivační metoda. Nejprve je vypočtena první diference signálu. Následně je stanoven průměr z maxima 10 částí derivovaného signálu a vypočten limit k detekci Q kmity jako 0,75 násobek z průměru. V momentě překročení tohoto limitu se algoritmus vrací a hledá první překročení nulové hodnoty před tímto limitem. Tato hodnota pak odpovídá Q kmitu [22]. Poté algoritmus přejde k následujícímu QRS komplexu a celý proces se opakuje.

K detekci S kmity byl vytvořen vlastní algoritmus, který již počítá s nadetekovaným Q kmitem. Nejprve je v signálu určena imaginární poloha S kmity, nacházejícího se za QRS komplexem (reálně se jedná o polohu T vlny). Poté se algoritmus vrací k již nadetekovanému Q kmitu a hledá místo, ve kterém se začne výrazně zvyšovat strmota signálu. Toto místo odpovídá S kmitu. U některých signálů

obsahujících jiné patologické změny EKG křivky by mohlo dojít k chybné detekci S kmitu vzhledem k výrazné strmosti vzestupné nebo sestupné části T vlny. Po nadetekování S kmitu je proto provedena korekce, která zpřesní polohu na základě strmosti okolních částí signálu.

Jak si lze všimnout na Obr. 26, u zdravého jedince lze předpokládat poměr absolutní hodnoty S kmitu ku R kmitu v rozmezí 0,5 až 2,5 (v extrémních případech až 3,5). U jedinců s BLRT pozorujeme téměř nepatrný R kmit a hluboký S kmit. Lze tak konstatovat, že tento poměr bude výrazně vyšší (nabývá hodnot 6 a více). Prvním stanoviskem k diagnóze BLRT je tedy poměr S kmitu a R kmitu, stanovený u každého QRS komplexu zvlášť. Vyhodnotí-li program QRS komplex jako patologický, je v dalším kroku ověřena délka QS intervalu využívající již popsané detekce Q kmitu a S kmitu. Je-li QS interval delší než 115 ms, program diagnostikuje BLRT. Blokové schéma vyhodnocovacího algoritmu pro diagnostiku BLRT je možné vidět na Obr. 27.

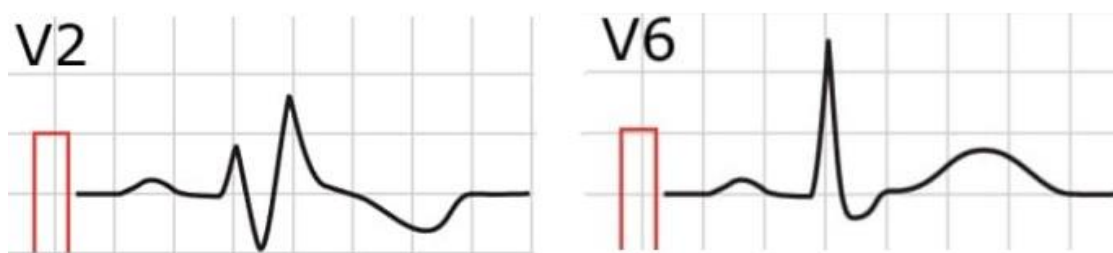


Obr. 27: Blokové schéma algoritmu pro vyhodnocení BLRT

6.4 Detekce blokády pravého Tawarova raménka

Při blokádě pravého Tawarova raménka (dále jen BPRT) dochází v důsledku poruchy vedení vzruchu převodním systémem srdečním k opožděné depolarizaci pravé komory. Tento jev je stejně jako BLRT dobře viditelný ve svodech V1 až V6 [23].

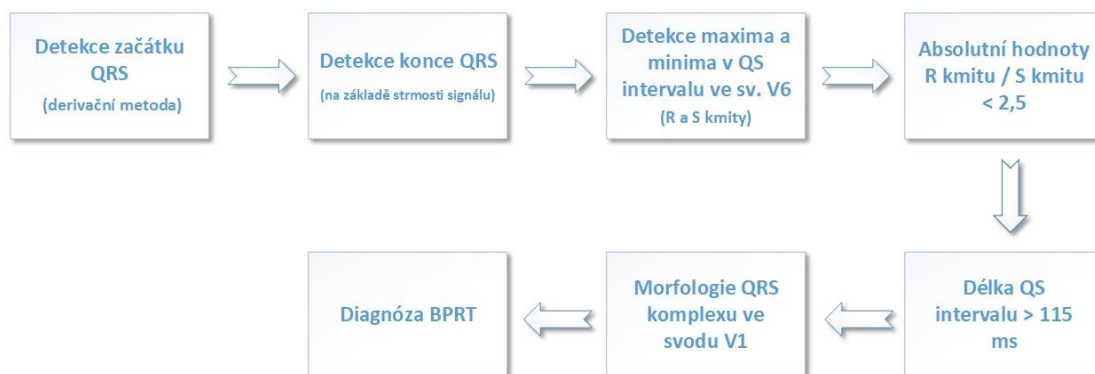
Program využívá detekce ze dvou svodů. Prvním z nich je svod V6, ve kterém je možné pozorovat oproti fyziologickému průběhu hluboký a široký S kmit. Ve svodu V2 se u zdravých pacientů vyskytuje R kmit s minimální amplitudou přecházející v hluboký S kmit, který je pak následován téměř nepozorovatelnou T vlnou. U pacientů s BPRT je však na místo QRS komplexu možné pozorovat obraz rSR', který je možné nazvat také jako terminální R kmit [24]. Průběhy BPRT ze svodů V2 a V6 můžeme vidět na Obr. 28.



Obr. 28: BPRT ve svodech V2 a V6 [21]

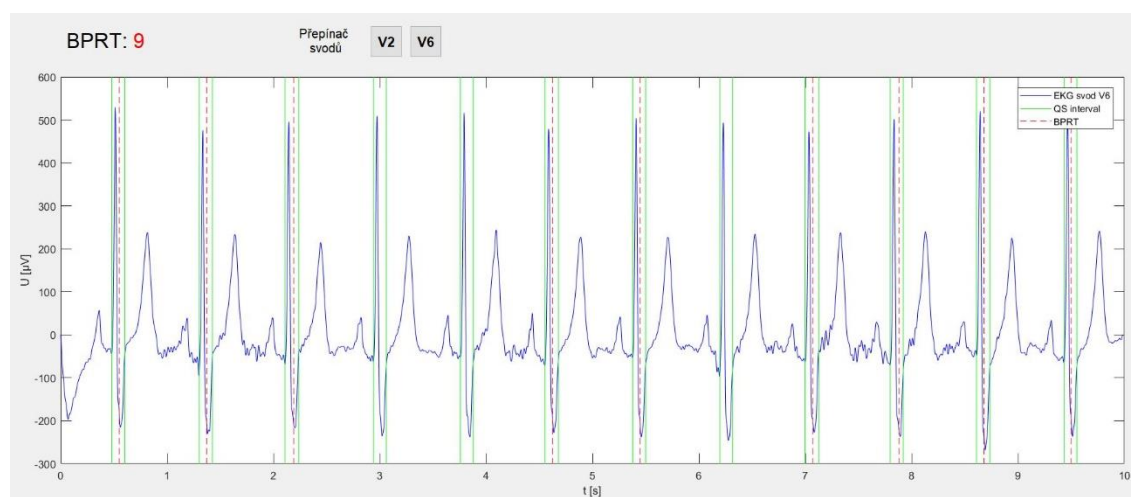
Při samotné detekci BPRT je nutné rozměřit celý QRS interval. Program využívá detekce Q a S kmitu popsané v kapitole 6.3. Ve svodu V6 je v QS intervalu nalezen R kmit, jehož hodnota je pak porovnávána s hodnotou S kmitu. Zatímco u zdravého pacienta je S kmit téměř zanedbatelný a R kmit dominantní, u BPRT pozorujeme téměř totožné absolutní hodnoty amplitud R a S kmitu. Poměr absolutních hodnot R a S kmitu byl tak pro detekci BPRT empiricky nastaven na hodnotu menší než 2,5. V případě, že algoritmus vyhodnotí QS interval za patologický, je zjištěna délka daného QS intervalu. Převyšuje-li délka intervalu hodnotu 115 ms, je interval označen jako podezřelý z BPRT. Vzhledem k odchylkám a náročnosti detekce této patologie je detekce ošetřena svodem V2, ve kterém se u mnoha pacientů s touto poruchou vyskytuje terminální R kmit. Program tak přejde do svodu V2, ve kterém je opět rozměřen každý QS interval zvlášť. V intervalech jsou detekovány peaky (maxima) a následně je mezi nimi nalezena minimální hodnota signálu. Jak je patrné z Obr. 28, terminální R kmit si lze představit jako pomyslné písmeno „M“. Po rozměření jednotlivých intervalů a vyhodnocení jejich morfologie

na základě nadetekovaných bodů (hodnoty peaků a minima mezi nimi) lze s jistotou diagnostikovat výskyt BPRT. Blokové schéma algoritmu je možné vidět na Obr. 29.

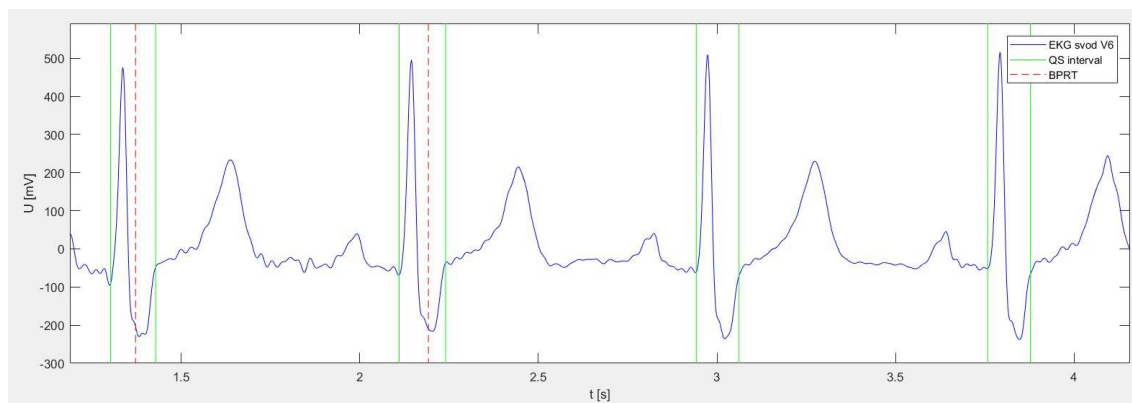


Obr. 29: Blokové schéma algoritmu pro vyhodnocení BPRT

Na Obr. 30 je možné vidět úspěšnou detekci BPRT až na 4., 5. a 8. komplex v pořadí, které nebyly vyhodnoceny jako patologické v důsledku jejich délky. Jejich skutečná délka však přesahuje 115 ms. Jak je možné vidět na Obr. 31, na kterém je vidět tato část signálu detailně, program špatně (ačkoliv jen o pár ms) nadetkoval konec QS intervalu, což zapříčinilo správné diagnóze BPRT.



Obr. 30: Detekce blokády pravého Tawarova raménka



Obr. 31: Detail signálu při detekci BPRT

7 VYHODNOCENÍ A GUI

Tato kapitola se věnuje popisu databázím, které byly využity k testování programu (CSE databáze a vlastní databáze), vyhodnocení úspěšnosti jednotlivých detektorů na reálných datech a popisu grafického uživatelského rozhraní programu.

7.1 CSE databáze

Pro účely testování programu byla použita 12 svodová CSE databáze obsahující 125 signálů. Tato databáze byla vytvořena v rámci projektu Common Standards for quantitative Electrocardiography v roce 1980. Databáze byla vytvořena za účelem testování programů navržených pro vyhodnocování EKG záznamů. Databáze není volně dostupná, je však možné ji zakoupit od prof. Paula Rubela [25]. Pro účely testování byla databáze zapůjčena od ústavu UBMI na VUT v Brně, který má zakoupen přístup k této databázi. Součástí zapůjčené databáze byl i soubor obsahující referenční pozice QRS komplexů v jednotlivých záznamech. Databáze obsahuje jak fyziologické záznamy naměřené na zdravých pacientech, tak záznamy s výskytem patologií (blokády Tawarových ramének, flutter síní, fibrilace síní, infarkt myokardu, hypertrofie komor a jiné), které byly anotovány skupinou 5 kardiologů, kteří v této databázi stanovili celkem 59 diagnóz [26], [27], [28].

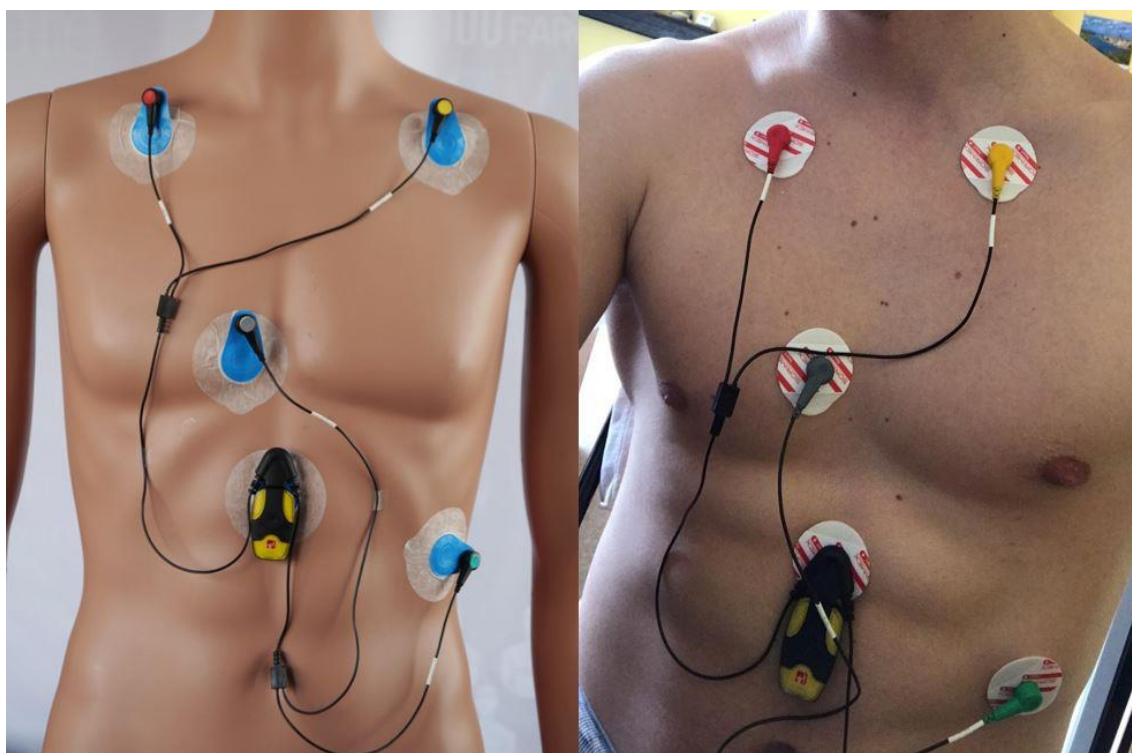
Většina signálů disponuje délkou 10 s (některé mají pouze 8 s). Všechny signály mají 5000 vzorků a byly naměřeny se vzorkovací frekvencí 500 Hz. Napětí u všech záznamů bylo převedeno na mikrovoly. Na databázi byl testován QRS detektor, detekce základních arytmií, detektor komorových extrasystol a detektor pravého a levého Tawarova raménka [26].

7.2 Vlastní databáze (holter)

Pomocí EKG holteru 360° eMotion Faros od společnosti Bittium bylo naměřeno klidové i zátěžové EKG na 10 pacientech, mezi které patřili spolužáci a kamarádi. Pacienti byli muži i ženy ve věku 18 až 25 let. U žádného z měřených subjektů nebyly dříve pozorovány jakékoliv patologické změny na EKG křivce ani příznaky jakékoliv srdeční vady. Každý z pacientů byl měřen po dobu 2 minut. U klidového EKG byl pacient v klidu – v sedě nebo leže, u čehož vykonával lehkou aktivitu v podobě psaní

nebo čtení. U zátěžového EKG byla fyzická aktivita indukována cvičením – kliky, dřepy nebo cviky na břicho. Ze všech záznamů pak byla vytvořena databáze, obsahující 100 signálů. Každý signál disponuje 1 svodem s 5000 vzorky, což odpovídá 10 s EKG záznamu. K selekci jednotlivých záznamů byl vytvořen algoritmus, který náhodně z EKG každého pacienta vybral 10 úseků záznamu. K měření byly použity elektrody firmy Sorimex, které byly umístěny na pacienta dle manuálu poskytnutého k holteru. Rozmístění elektrod z teoretického i praktického hlediska je možné vidět na Obr. 32.

Databáze byla vytvořena především k testování navržených filtrů, které program využívá a QRS detektoru. Lze na ní však v programu vyhodnotit i základní arytmie. Výskyt jednotlivých QRS komplexů byl vzhledem k signálům bez výskytu patologií anotován mnou samotným.



Obr. 32: Rozmístění elektrod EKG holteru [29]

7.3 Vyhodnocení dat

K posouzení úspěšnosti QRS detektoru a detektorů jednotlivých patologií byly využity senzitivita (S^+) a pozitivní prediktivita (P^+). Senzitivita značí procentuální úspěšnost detekce dané patologie (popř. QRS komplexu). Pozitivní prediktivita značí pravděpodobnost přítomnosti dané patologie při její detekci. Udává tedy, kolik procent z detekovaných patologií jsou skutečně detekované patologie.

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100, \quad (5)$$

$$P^+ = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100. \quad (6)$$

SP..... celkový počet správně detekovaných patologií (QRS komplexů)

FN..... celkový počet nedetekovaných patologií (QRS komplexů)

FP..... celkový počet falešně detekovaných patologií (QRS komplexů)

Pomocí [30] a [28] byl zjištěn výskyt námi hledaných patologií v daných signálech CSE databáze. Jejich konkrétní referenční pozice byly diskutovány s MUDr. Ivo Konešem. Referenční body QRS komplexů byly zjištěny díky souboru „poziceQRSvCSEv2“ přiloženého k CSE databázi. Na základě těchto informací bylo provedeno vyhodnocení kvality detektorů. QRS detektor byl testován v lokální oblasti, tzn. že byla posouzena detekce ve všech 12 svodech 125 signálů CSE databáze, což zajistilo přesnější posouzení kvality a detektor tak byl otestován i na problémových svodech. Dosazením do rovnic (5) a (6) byly vypočítány hodnoty, které jsou v Tab. 1 a Tab. 4. Příkladem výpočtu senzitivity QRS detektoru je (7). Celkový počet QRS komplexů ve 12 svodech 125 signálů byl 17676, z toho 17134 bylo správně detekovaných a 542 detekovaných nebylo. Příkladem výpočtu pozitivní prediktivity je (8). Správně detekovaných komplexů bylo 17134 a falešně detekovaných 264.

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100 = \frac{17134}{17134 + 542} \cdot 100 = 96,93 \%, \quad (7)$$

$$P^+ = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100 = \frac{17134}{17134 + 264} \cdot 100 = 98,48 \%. \quad (8)$$

Tabulka 1: Výsledky QRS detektoru

QRS	CSE databáze	Vlastní databáze
Senzitivita (S ⁺)	96,93 %	99,68 %
Prediktivita (P ⁺)	98,48 %	99,06 %

Jak je patrné z Tab. 1, detektor dosahoval lepších výsledků ve vlastní databázi, kde obstál téměř bezchybně. To bylo nejspíše způsobeno tím, že vlastní databáze neobsahovala problémové svody s výskytem různých patologických QRS komplexů tak jako CSE databáze. Detektor v CSE databázi nejvíce selhával ve svodech, které obsahovaly patologické QRS komplexy, ve svodech s komorovými extrasystolami, v nichž byl špatně určen práh pro detekci, popř. pak ve svodech silně zarušených myopotenciály ve frekvenčních pásmech QRS komplexů. Počet QRS komplexů ve vlastní databázi je 1576, správně detekovaných bylo 1571. Problémovými signály jsou např. „signal_10.mat“ nebo „signal_17.mat“.

Tabulka 2: Porovnání detektoru QRS s jinými autory

QRS	Můj detektor	Chouhan, Mehta	Vítek, Kozumplík	Brandejs
Senzitivita	96,93 %	98,66 %	99,29 %	99,61 %
Prediktivita	98,48 %	98,86 %	-	99,57 %

V porovnání s jinými autory dosahoval mnou navržený detektor QRS komplexů o něco horších výsledků. Lepších výsledků dosahoval např. detektor založený na metodě K-means od autorů [31], nebo detektory založené na algoritmicky náročnější vlnkové transformaci od autorů [32] a [33]. Autoři Vítek a Kozumplík svůj detektor testovali na 15 svodové CSE databázi a neměli přístup k referenčním pozicím u všech záznamů – hodnotu prediktivity tak bohužel neuvádějí.

Tabulka 3: Výsledky detektoru srdečního rytmu

Srdeční rytmus	CSE databáze	Vlastní databáze
Úspěšnost (U)	94,40 %	100,00 %

V Tab. 3 je možné vidět úspěšnost (označenou pod veličinou „U“) detektoru srdečního rytmu, tedy klasifikaci záznamu mezi bradykardií, normální tepovou frekvenci a tachykardií. Tato veličina lze v podstatě vyjádřit jako senzitivita. Příkladem výpočtu může být vlastní databáze, ve které by teoreticky došlo k chybné

detekci pouze u jednoho signálu s tepovou frekvencí odpovídající bradykardii a program by tento záznam vyhodnotil s normální tepovou frekvencí. Hodnotu „U“ bychom zde tedy vypočítali jako podíl 99 správně klasifikovaných záznamů ku 100 celkovým záznamům a vynásobili bychom toto číslo 100. Úspěšnost detekce by pak odpovídala 99,00 %. U CSE databáze byly kvůli zdlouhavému testování vybrány náhodné svody, přičemž tepová frekvence byla správně diagnostikována u 118 signálů ze 125.

Tabulka 4: Výsledky detektorů ostatních patologií

CSE databáze	Blokáda levého Taw. raménka	Blokáda pravého Taw. raménka	Komorové extrasystoly
Senzitivita (S ⁺)	97,75 %	90,12 %	82,35 %
Prediktivita (P ⁺)	70,16 %	75,70 %	72,54 %

V Tab. 4 jsou shrnuty celkové výsledky jednotlivých detektorů v programu.

Detektor blokády levého Tawarova raménka obstál se senzitivitou 97,75 %. S téměř 100 procentní jistotou tak můžeme určit pacienta, u kterého se tato patologie vyskytuje. Z celkového počtu 89 blokád bylo detekováno 87. Dva případy, kde detektor chyboval, byly způsobeny délkou QS intervalu pod prahovou hodnotou. Nutno podotknout, že fascikulární blokády předního a zadního hemibloku byly při vyhodnocování brány jako blokády Tawarových ramének. Ačkoliv jsou ve [30] fascikulární blokády číslovány samostatně, z anatomického a fyziologického hlediska jde o stejnou patologii [34].

Detektor blokády pravého Tawarova raménka dosáhl senzitivity 90,12 %. Z celkového počtu 162 blokád bylo detekováno 146. Selhání detektoru lze vidět na Obr. 30 (signál MO1_123_12).

Nižší hodnoty pozitivní prediktivity, které u těchto dvou detektorů dosahovaly 70,16 % a 75,70 %, byly způsobeny patologiemi, které mají podobný, nebo téměř totožný průběh jako blokády Tawarových ramének. Nejčastěji detekční algoritmus zaměňoval blokády Tawarových ramének za infarkt myokardu. Méně často pak za biventrikulární stimulaci nebo jinou arytmií.

Nejhůře obstál detektor komorových extrasystol. Senzitivita, která dosáhla hodnoty 82,35 %, i prediktivita, s hodnotou 72,54 %, byly z velké míry závislé na detektoru QRS komplexů, v případě jehož selhání došlo k chybnému vykreslení tachogramu a poté i k chybné detekci komorových extrasystol. Hodnota senzitivity byla do jisté míry zkreslena i malým počtem extrasystol vyskytujících se v signálech.

Z celkového počtu 17 extrasystol bylo detekováno 14. Extrasystoly je možné najít např. v signálech „MO1_034_12.mat“ nebo „MO1_061_12.mat“.

Tabulka 5: Porovnání detektoru KES s jinými autory

KES	Můj detektor	Lek-uthai, Ittatirut	Šagát	Veleba
Senzitivita	82,35 %	91,05 %	83,95 %	95,20 %
Prediktivita	72,54 %	99,55 %	99,55 %	99,70 %

Srovnání výsledků detektoru komorových extrasystol je možné vidět v Tab. 5. V porovnání s autory [18], [35] a [19] dosahoval můj detektor spíše horších výsledků. Bylo to nejspíše způsobeno tím, že autoři zmíněných prací měli k dispozici více signálů k testování detektorů, popř. využívaly sofistikovanější metody detekce.

Tabulka 6: Porovnání detektoru BLRT s jinými autory

BLRT	Můj detektor	Larson, Sharkey	Chocholáčová	Nemčáková
Senzitivita	97,75 %	97,00 %	100,00 %	66,70 %
Prediktivita	70,16 %	94,00 %	69,00 %	71,83 %

Tabulka 7: Porovnání detektoru BPRT s jinými autory

BPRT	Můj detektor	Okmen, Erdinler
Senzitivita	90,12 %	97,14 %
Prediktivita	75,70 %	-

V Tab. 6 a Tab. 7 je možné vidět srovnání detektorů blokad Tawarových ramének. Detektor BLRT byl srovnán s autory [36], [37] a [38], přičemž v tomto srovnání dosahoval obstojných výsledků. Autoři Larson a Sharkey, jejichž výsledky značně převažovaly nad mými, svůj detektor testovali na skupině 3903 pacientů, z nichž 131 bylo podezřelých z BLRT. Vzhledem k tak velkému počtu pacientů lze jejich výsledky považovat za věrohodné. Studentky Chocholáčová i Nemčáková vycházely z rozměření jednotlivých QRS intervalů s následným rozhodovacím pravidlem k diagnostice BLRT. Nemčáková pak svoji horší úspěšnost algoritmu diskutuje nepřesným rozměřením EKG signálu nebo optimalizací některého z parametrů na určité svody [37], [38]. Autoři [39], s nimiž byl porovnáván detektor BPRT vycházely z morfologie QRS komplexů ve svodech V1 až V3 a uvádějí správnou identifikaci BPRT u 34 pacientů z 35.

7.4 GUI

GUI (Graphical User Interface), neboli grafické uživatelské rozhraní, je navrženo do čtyř bloků a to tak, aby nabídlo uživateli co nejpohodlnější práci se zpracováním signálu a následným vyhodnocením patologií. Vše je detailně popsáno a navrženo tak, aby bylo ovládání co nejvíce intuitivní (např. nemožnost kliknout na tlačítka, která nelze v danou chvíli použít).

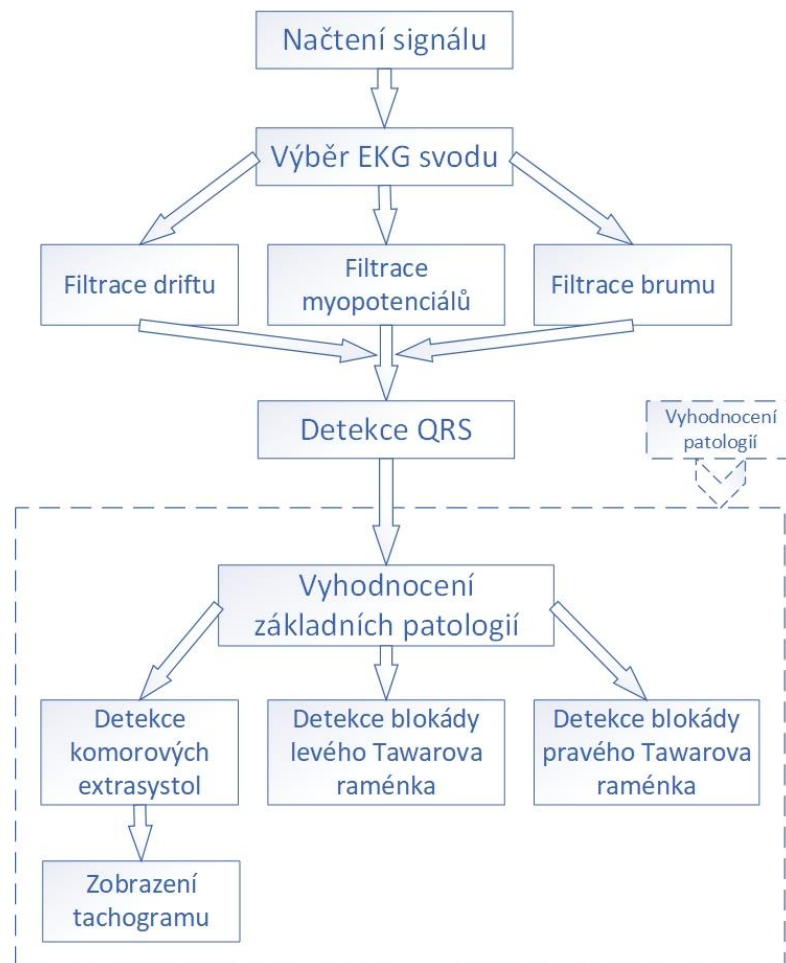
Blok vlevo nahoře slouží k načtení signálu, výběru EKG svodu a jeho následnému zobrazení. V případě, že je vybrán signál z vlastní databáze, je programem zobrazeno výstražné okno, ve kterém je uživatel varován, že ať už je vybrán jakýkoliv z 12 nabízených svodů, vždy bude použit pouze jeden, kterým databáze disponuje.

Blok vlevo dole slouží k zobrazení filtrovaného signálu. Filtrace je umožněna třemi tlačítky, která se nachází pod oknem s originálním signálem. Filtrovaný signál lze tlačítkem „Detail signálu“ zobrazit do nového okna, které umožňuje detailnější práci se signálem (např. přiblížení jednotlivých segmentů).

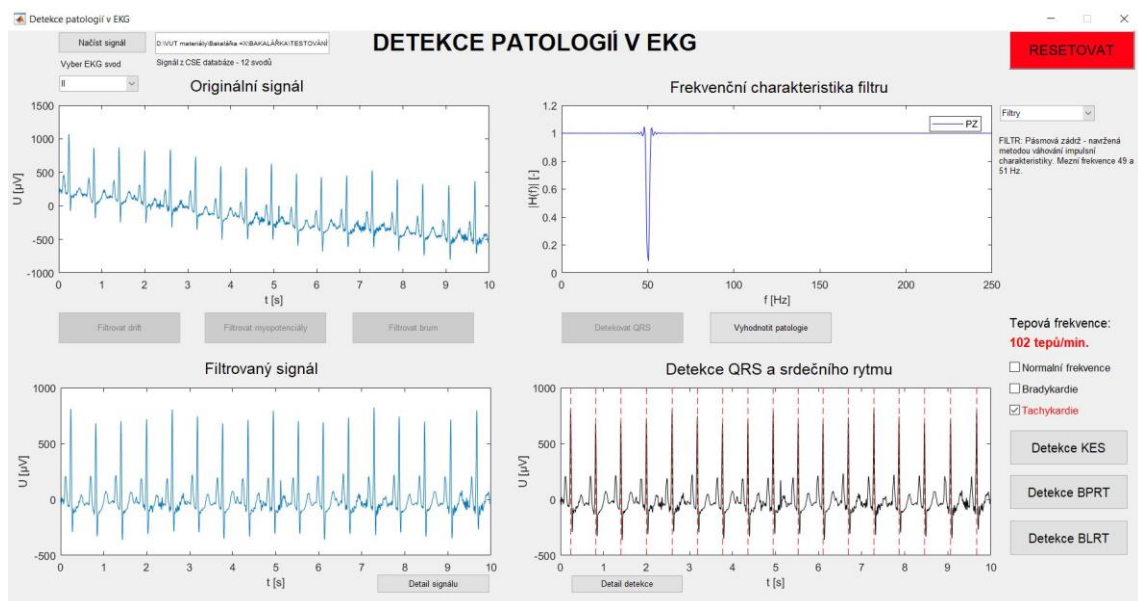
Již při filtraci jakýmkoliv ze tří nabízených filtrů je vpravo nahoře zobrazena frekvenční charakteristika použitého filtru. Napravo od tohoto grafu je pak možnost přepínat frekvenční charakteristiky zbylých dvou filtrů. Dále je zde zobrazen detailní popis každého z vybraných filtrů.

Poslední blok vpravo dole slouží k detekci QRS komplexů a srdečního rytmu. Po stisknutí tlačítka „Detekovat QRS“ jsou pouze nadetekovány a zobrazeny QRS komplexy ve filtrovaném signálu. Dále je možné zobrazit detail detekce, přičemž se otevře nové okno s vykreslenou obálkou signálu, adaptivním prahem pro detekci a detekovanými komplexy. Po stisknutí tlačítka „Vyhodnotit patologie“ je napravo od grafu zobrazena tepová frekvence (zeleně u frekvence v normě, červeně při výskytu tachykardie nebo bradykardie) a zatržena příslušná arytmie. Dále se zde nachází tři tlačítka, která slouží k otevření nového okna, ve kterém je zobrazen signál svodu použitého k detekci dané patologie. Tlačítko „Detekce KES“ slouží k detekci komorových extrasystol, tlačítka „Detekce BPRT“ a „Detekce BLRT“ pak k detekci blokády pravého a levého Tawarova raménka.

V pravém horním rohu se nachází tlačítko „RESETOVAT“, které vypne program, vyčistí všechny grafy, smaže všechny proměnné a znovu program otevře. Blokové schéma programu je možné vidět na Obr. 33, náhled na GUI pak na Obr. 34.



Obr. 33: Blokové schéma programu



Obr. 34: GUI

8 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo porozumět základní teorii související s řešenou problematikou a nastínit základní typy EKG filtrace. Další kroky byly cíleny k navržení algoritmu pro detekci QRS komplexů v námi vybraném úseku signálu a k detekci základních patologií – tachykardie, bradykardie, komorové extrasystoly, blokáda pravého Tawarova raménka a blokáda levého Tawarova raménka. Vytvořené algoritmy byly sjednoceny do programu s grafickým uživatelským rozhraním. Program byl testován na 125 signálech CSE databáze a 100 signálech z vlastní databáze, která byla v rámci této bakalářské práce naměřena EKG holterem na 10 pacientech.

Detektor QRS komplexů dosáhl při testování na CSE databázi senzitivity 96,93 % a prediktivity 98,48 %. Při testování na vlastní databázi byla senzitivita 99,68 % a prediktivita 99,06 %. Detektor komorových extrasystol dosáhl senzitivity 82,35 % a prediktivity 72,54 %. Snížená hodnota prediktivity byla způsobena selháním QRS detektoru. Algoritmus pro detekci blokády levého Tawarova raménka dosáhl 97,75 % senzitivity a 70,16 % prediktivity. Pro detektor blokády pravého Tawarova raménka byly výsledné hodnoty 90,12 % pro senzitivitu a 75,70 % pro prediktivitu. Nemocného pacienta tedy detektory až na několik případů odhalily správně. Detektor však selhával na signálech, které obsahovaly patologie projevující se podobnými tvary na EKG záznamu.

LITERATURA

- [1] WHITAKER, Robert H. Anatomy of the heart. *Medicine* [online]. 2018, **46**(8), 423-426 [cit. 2019-05-16]. DOI: 10.1016/j.mpmed.2018.05.010. ISSN 13573039.
- [2] TROJAN, Stanislav a Michael SCHREIBER. *Atlas biologie člověka: 430 modelových otázek k přijímacím zkouškám na medicínu : 100 obrazových podkladů k opakování a procvičování*. Praha: Scientia, 2002. ISBN 80-7183-257-x.
- [3] MICHAIL, Michael a Adam J BROWN. Physiology of the normal heart. *Medicine* [online]. 2018, **46**(8), 427-430 [cit. 2019-05-16]. DOI: 10.1016/j.mpmed.2018.05.001. ISSN 13573039. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135730391830118X>
- [4] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1190-7.
- [5] FONTANA, Josef. *Funkce buněk a lidského těla* [online]. Dostupné z: <http://fblt.cz/>
- [6] KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Přeložil František KÖLBEL. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- [7] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3..
- [8] HAMAN, Petr. *Výukový web EKG* [online]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [9] DANĚK, Jan. *Cardiology, ECG - basic information* [online]. 2010. ČVUT. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31let/Lectures/05_EKGDanek.pdf
- [10] KAPLAN BERKAYA, Selcan, Alper Kursat UYSAL, Efnan SORA GUNAL, Semih ERGIN, Serkan GUNAL a M. Bilginer GULMEZOGLU. A survey on ECG analysis. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2018, **43**, 216-235 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1016/j.bspc.2018.03.003. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809418300636>
- [11] BARTOŠOVSKÝ, P. Vliv rušení EKG signálu na kompresi algoritmem SPIHT. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 67 s., 1 příl. Vedoucí diplomové práce Ing. Jan Hruběš.
- [12] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. *Elektronická skripta FEKT VUT v Brně*. 2012.
- [13] HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzika: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0046-6.

- [14] IKEM. *Poruchy srdečního rytmu – arytmie* [online]. 2015. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/poruchy-srdecniho-rytmu-arytmie/a-398/>
- [15] ŠTEFÁNEK, Jiří. *EKG* [online]. 2011. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/ekg>
- [16] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [17] LYSÁK, K. *Metody detekce QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.
- [18] ITTATIRUT, Supat, Apiwat LEK-UTHAI a Arporn TEERAMONGKONRASMEE. Detection of Premature Ventricular Contraction for real-time applications. In: *2013 10th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology* [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 1-5 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1109/ECTIcon.2013.6559531. ISBN 978-1-4799-0545-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6559531/>
- [19] VELEBA, J. *Detekce komorových extrasystol*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 60 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Mézl.
- [20] SMISETH, Otto A. a John M. AALÉN. Mechanism of harm from left bundle branch block. *Trends in Cardiovascular Medicine* [online]. 2019, **29**(6), 335-342 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1016/j.tcm.2018.10.012. ISSN 10501738. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105017381830197X>
- [21] RAWSHANI, Araz. *Left bundle branch block (LBBB): ECG criteria, causes, management* [online]. Dostupné z: <https://ecgwaves.com/ecg-topic/left-bundle-branch-block-lbbb-ecg-criteria-treatment/>
- [22] CHROBÁK, Martin, Jiří KOZUMPLÍK, Martin CHROBÁK a Jiří KOZUMPLÍK. Porovnání nejpoužívanějších algoritmů pro detekci intervalu QT Comparison of the most widely used algorithms for the [online]. 2013, **15**(4), 233-237. Dostupné z: <http://elektrorevue.cz/cz/clanky/biomedicinske-inzenyrstvi/5/porovnani-nejpouzivanejsich-algoritmu-pro-detekci-intervalu-qt-comparison-of-the-most-widely-used-algorithms-for-the-detection-of-qt-interval-/>
- [23] ALVENTOSA-ZAIDIN, Marina, Carme ROCA SAUMELL a Josep BRUGADA TERRADELLAS. Right bundle branch block and cardiovascular morbidity and mortality in healthy patients. *Medicina Clínica (English Edition)* [online]. 2018, **151**(10), 402-411 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1016/j.medcle.2018.10.002. ISSN 23870206. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2387020618304212>

- [24] BARKER, Sarah a Chris GHAEMMAGHAMI. Myocardial contusion-induced right bundle-branch block with ST elevation and troponin elevation. *The American Journal of Emergency Medicine* [online]. 2009, **27**(3), 375.e5-375.e7 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1016/j.ajem.2008.08.006. ISSN 07356757. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735675708006037>
- [25] WHALETEQ. *IEC 60601-2-25:2011 CSE database testing notes* [online]. Dostupné z: https://www.whaleteq.com/Uploads/** Standards and Technology/IEC 60601-2-25 CSE database testing notes.pdf
- [26] VÍTEK, M. Automatické rozměření signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [27] MEDTEQ. *CTS / CSE database guidance* [online]. Dostupné z: <https://www.medteq.net/ctscse-database-information>
- [28] SMÍŠEK, Radovan, Lucie MARŠÁNOVÁ, Andrea NĚMCOVÁ, Martin VÍTEK, Jiří KOZUMPLÍK a Marie NOVÁKOVÁ. CSE database: extended annotations and new recommendations for ECG software testing. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2017, **55**(8), 1473-1482 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1007/s11517-016-1607-5. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-016-1607-5>
- [29] MEGA ELECTRONICS LTD. eMotion Faros series manual. 2015, 40.
- [30] MASON, Jay W., E. William HANCOCK a Leonard S. GETTES. Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Circulation* [online]. 2007, **115**(10), 1325-1332 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180201. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180201>
- [31] MEHTA, S.S., D.A. SHETE, N.S. LINGAYAT a V.S. CHOUHAN. K-means algorithm for the detection and delineation of QRS-complexes in Electrocardiogram. *IRBM* [online]. 2010, **31**(1), 48-54 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1016/j.irbm.2009.10.001. ISSN 19590318. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1959031809001079>
- [32] VÍTEK, Martin a Jiří KOZUMPLÍK. Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci. 2009, **500**(2), 4-8.
- [33] BRANDEJS, J. Detekce komplexu QRS u experimentálních záznamů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 35 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.
- [34] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.

- [35] ŠAGÁT, M. Detekce komorových extrasystol v dlouhodobých signálech EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 57s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. Lucie Maršánová.
- [36] PERA, Vijaya K, David M LARSON, Scott W SHARKEY, et al. New or presumed new left bundle branch block in patients with suspected ST-elevation myocardial infarction. *European Heart Journal: Acute Cardiovascular Care* [online]. 2016, 7(3), 208-217 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1177/2048872617691508. ISSN 2048-8726. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2048872617691508>
- [37] CHOCHOLÁČOVÁ, K. Detekce kompletní blokády levého Tawarova raménka. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Smíšek.
- [38] Němčáková J. Automatická detekce blokády levého Tawarova raménka dle striktních kritérií. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 37s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Smíšek.
- [39] OKMEN, Ertan, Izzet ERDINLER, Enis OGUZ, Ahmet AKYOL, Onur TUREK, Nese CAM a Tanju ULUFER. An Electrocardiographic Algorithm for Determining the Location of Pacemaker Electrode in Patients With Right Bundle Branch Block Configuration During Permanent Ventricular Pacing. *Angiology* [online]. 2016, 57(5), 623-630 [cit. 2019-06-27]. DOI: 10.1177/0003319706293146. ISSN 0003-3197. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0003319706293146>

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Stavba srdce [2].....	10
Obr. 2: Převodní systém srdeční [1]	11
Obr. 3: Akční potenciál buňky pracovního myokardu [5]	12
Obr. 4: Schéma zpracování EKG signálu	13
Obr. 5: Einthovenův trojúhelník [5].....	15
Obr. 6: Umístění hrudních svodů V1 až V6 [5].....	15
Obr. 7: EKG křivka [9].....	16
Obr. 8: Rušení signálu EKG driftem.....	18
Obr. 9: Rušení signálu EKG brumem.....	19
Obr. 10: Rušení signálu EKG myopotenciály	19
Obr. 11: Spektrum EKG [12]	20
Obr. 12: Frekvenční charakteristika horní propusti.....	28
Obr. 13: EKG signál před filtrací driftu	28
Obr. 14: EKG signál po filtraci driftu	29
Obr. 15: Frekvenční charakteristika dolní propusti	29
Obr. 16: EKG signál před filtrací myopotenciálů.....	30
Obr. 17: EKG signál po filtraci myopotenciálů	30
Obr. 18: Frekvenční charakteristika pásmové zádrže	32
Obr. 19: Blokové schéma výpočtu obálky signálu [12].....	33
Obr. 20: Obálka signálu EKG	33
Obr. 21: Úspěšná detekce QRS komplexů u zátěžového EKG.....	34
Obr. 22: Chybná detekce QRS komplexů u EKG záznamu	35
Obr. 23: Detekce tachykardie	37
Obr. 24: Detekce komorových extrasystol	38
Obr. 25: Tachogram RR intervalů pro detekci komorových extrasystol	38
Obr. 26: Fyziologický QRS komplex (nalevo) a BLRT (napravo) [21]	39
Obr. 27: Blokové schéma algoritmu pro vyhodnocení BLRT	40
Obr. 28: BPRT ve svodech V2 a V6 [21]	41
Obr. 29: Blokové schéma algoritmu pro vyhodnocení BPRT	42
Obr. 30: Detekce blokády pravého Tawarova raménka.....	42
Obr. 31: Detail signálu při detekci BPRT.....	43
Obr. 32: Rozmístění elektrod EKG holteru [29]	45
Obr. 33: Blokové schéma programu.....	51
Obr. 34: GUI	51

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Výsledky QRS detektoru.....	47
Tabulka 2: Porovnání detektoru QRS s jinými autory	47
Tabulka 3: Výsledky detektoru srdečního rytmu	47
Tabulka 4: Výsledky detektorů ostatních patologií	48
Tabulka 5: Porovnání detektoru KES s jinými autory	49
Tabulka 6: Porovnání detektoru BLRT s jinými autory	49
Tabulka 7: Porovnání detektoru BPRT s jinými autory	49